

Orthopädische Klinik und Poliklinik
Medizinische Fakultät der Universität Rostock
Direktor: Prof. Dr. med. W. Mittelmeier



Einflussnahme des distalen Centralizers bei nicht orthograde Implantation zementierter MS-30 Hüftendoprothesen-Schäfte

Inauguraldissertation
zur
Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität Rostock

vorgelegt von

Andreas Kusserow,
geboren am 08. Juni 1974 in Rostock

Rostock, Juli 2010

1. Gutachter: Prof. Dr. med. habil. Wolfram Mittelmeier (Orthopädische Klinik und Poliklinik der Universität Rostock)
2. Gutachter: PD Dr. med. Mathias Witt (MedClin Krankenhaus Plau am See)
3. Gutachter: Prof. Dr. med. habil. Joachim Kasch (DRK Krankenhaus Grimmen GmbH)

Datum der Einreichung: 22.07.2010

Datum der Verteidigung: 13.04.2011

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|-------|-----------------------------------------------------------------------|--------|
| 1. | Einleitung | - 1 - |
| 1.1 | Geschichte der Hüftendoprothetik..... | - 1 - |
| 1.2 | Entwicklung der zementierten Verankerung..... | - 5 - |
| 1.3 | Aktueller Stand der Zementierungstechniken | - 6 - |
| 1.4 | Der optimale Zementmantel..... | - 9 - |
| 1.5 | Raue oder polierte Oberfläche? | - 11 - |
| 1.6 | Die aseptische Lockerung | - 13 - |
| 1.7 | Der distale Centralizer | - 17 - |
| 1.8 | Zielsetzung der Arbeit | - 18 - |
| 2. | Material und Methode | - 21 - |
| 2.1 | Material..... | - 21 - |
| 2.1.1 | Humane Femora | - 21 - |
| 2.1.2 | MS-30 Schaft..... | - 21 - |
| 2.1.3 | Knochenzement | - 24 - |
| 2.4 | Versuchsplanung | - 25 - |
| 2.4.1 | Vorversuch..... | - 25 - |
| 2.5 | Präparation und Implantation der Femora | - 26 - |
| 2.5.1 | Präparationstechnik..... | - 27 - |
| 2.5.2 | Implantation der Femurstiele | - 28 - |
| 2.6 | Vorbereitung zum Auswerten der Femora..... | - 29 - |
| 2.7 | Vermessung der Zementmantelstärken | - 29 - |
| 2.8 | Statistik | - 32 - |
| 3. | Ergebnisse | - 33 - |
| 3.1 | Messwerte mit distalem Centralizer anteroposteriore Ebene | - 33 - |
| 3.2 | Messwerte ohne distalen Centralizer anteroposteriore Ebene..... | - 35 - |
| 3.3 | Messwerte mit distalem Centralizer seitliche Ebene | - 37 - |
| 3.4 | Messwerte ohne distalen Centralizer seitliche Ebene | - 39 - |
| 3.5 | Prozentuale Abweichung des Femurschaftes von der Neutralposition..... | - 41 - |
| 3.5.1 | Anteroposteriore Ebene..... | - 42 - |
| 3.5.2 | Seitlichen Ebene | - 43 - |
| 4. | Diskussion..... | - 44 - |
| 4.1 | Diskussion von Material und Methoden | - 44 - |

| | | |
|-----|---------------------------------------|--------|
| 4.2 | Diskussion der Operationstechnik..... | - 44 - |
| 4.3 | Diskussion der Ergebnisse..... | - 45 - |
| 5. | Schlussfolgerung..... | - 51 - |
| 6. | Literaturverzeichnis: | - 52 - |
| 7. | Thesen | - 62 - |
| 8. | Eidesstattliche Erklärung..... | - 64 - |
| 9. | Danksagung | - 65 - |

1. Einleitung

1.1 Geschichte der Hüftendoprothetik

Mit steigender Lebenserwartung der Bevölkerung, besonders im 19. und 20. Jahrhundert, nimmt gleichzeitig die Zahl der Gelenkerkrankungen durch eine Arthrose zu. Dieser Umstand veranlasst Mediziner bereits seit vielen Jahrzehnten, Wege und Methoden zu finden, um Erkrankungen dieser Art behandeln zu können [1].

Das erste künstliche Gelenk, über das berichtet wurde, war ein Scharniergelenk für das Knie gefertigt aus Elfenbein. Der Berliner Chirurg Themistocles Gluck entwarf und implantierte dieses Gelenk schon im Jahre 1890. Zur Fixierung benutzte er eine Art Knochenzement, welcher aus Baumharz, Bimsstein und Fett bestand, der gemäß seiner Aussage „nach einer Minute Glashärte“ erreichen sollte [2]. Wenig später wurde eine ähnliche Technik zum Hüftgelenkersatz mit einem künstlichen Hüftkopf und Schenkelhals aus Elfenbein beschrieben [3].

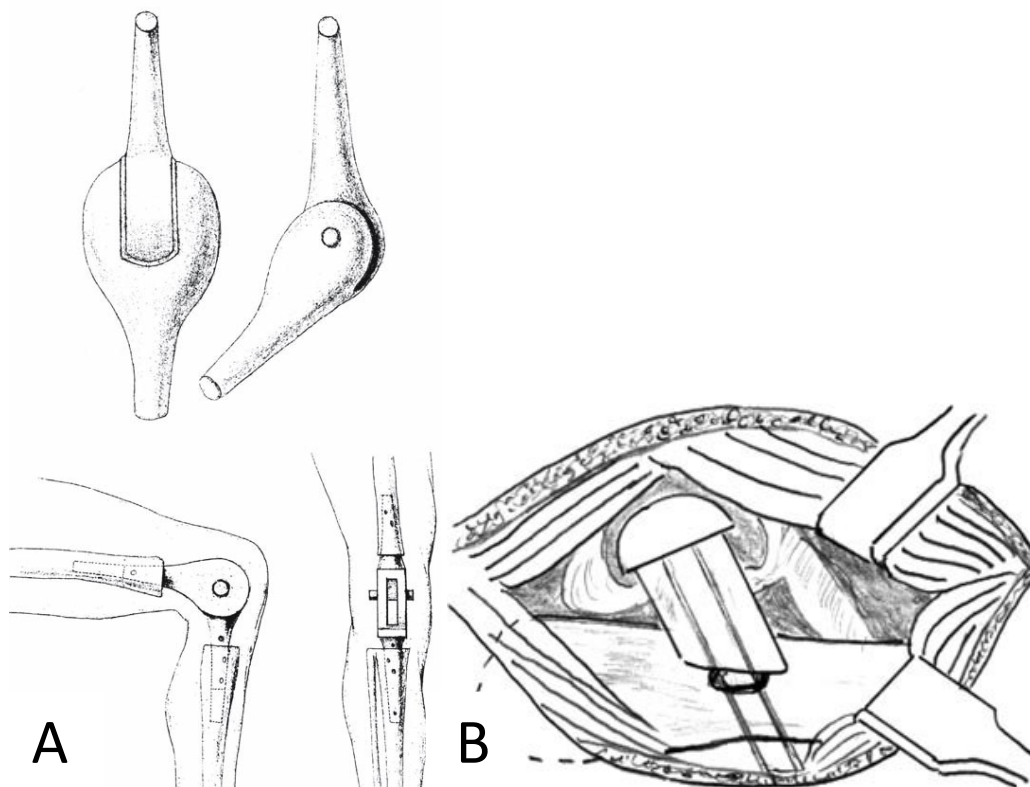


Abbildung 1: A: erstes künstliches Gelenk aus Elfenbein von T. Gluck im Jahre 1890;
B: Hüftgelenkersatz aus Elfenbein [3]

Nachdem aufgrund von Infektionen und Abstoßungsreaktionen diese ersten Endoprothesen den Ansprüchen nicht gerecht werden konnten, folgte die Zeit der Interpositionsarthroplastiken. Hier wurden zum einen Fremdmaterialien wie Silber, Zelluloid, Goldfolie aber auch autologe Substanzen wie Muskeln, Fett oder Haut in den resezierten Gelenkspalt eingebracht [4].

Bereits 1923 wurde von Smith-Petersen in Massachusetts die sogenannte „Mould Arthroplasty“ durchgeführt. Hier wurde ein künstlicher Oberflächenersatz, anfangs in Form einer Glaskappe, auf den Femurkopf implantiert. 1938 wurde nach gehäuftem Auftreten von Materialbrüchen das Metall Vitallium, eine Legierung aus Chrom, Molybdän und Kobalt, verwendet. Die Funktion und Haltbarkeit dieses Implantates war zwar nicht vorhersehbar, jedoch wurde über einzelne Fälle berichtet, in denen Standzeiten von 40 bis 45 Jahren beschrieben wurden [5, 6].



Abbildung 2: Vitalliumkappe [6]

Gerade die Entwicklung dieser stabilen und vor allem korrosionsbeständigen Metalllegierung Vitallium durch Venable und Stuck ebnete den Weg für die heutige moderne Endoprothetik [7]. Auf diese Weise fungierte dies als Grundlage für die Entwicklung der Hemiendoprothesen durch Moore und Thomsen oder auch der ersten Totalendoprothese durch P. Wiles 1938 [7, 8].



Abbildung 3: Erste Totalendoprothese nach Wiles [9]

Eine andere Methode hinsichtlich der verwendeten Materialien zeigten die Gebrüder Judet auf. Deren entwickelte Hemiprothese aus Acryl wurde über viele Jahre hinweg verwendet und weiter entwickelt. Bedingt durch hohe mechanischen Belastungen sowie der ungenügenden Abriebfestigkeit des Materials kam es allerdings frühzeitig zu Lockerungen und damit zum Versagen der Prothesen [10, 11].

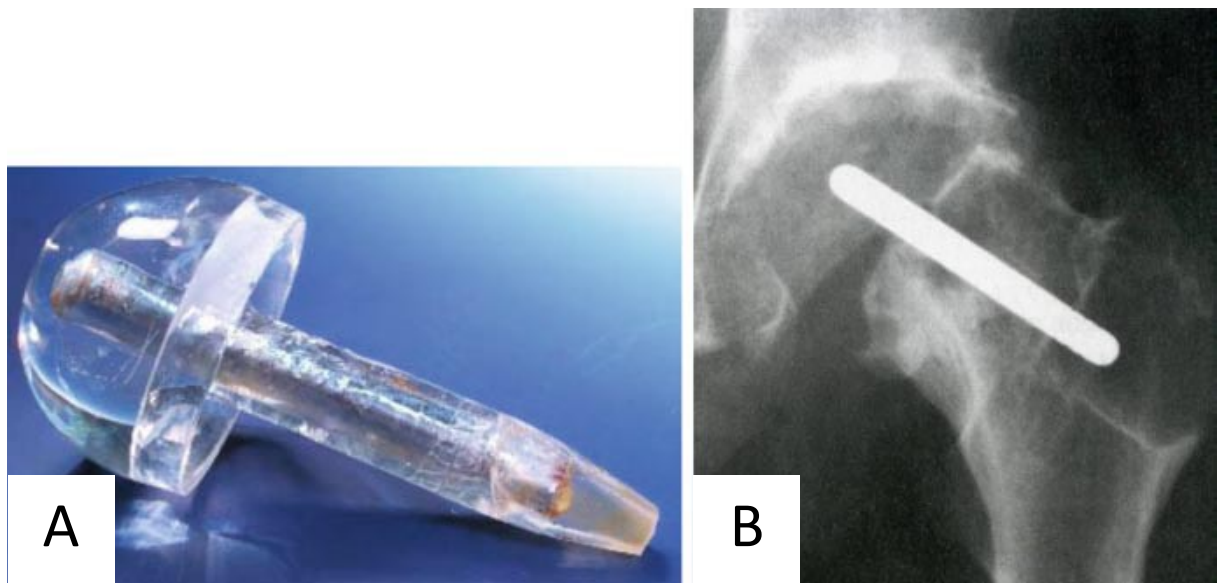


Abbildung 4: A und B: Judets Acryl-Kurzschafthprothese [4]

Die nächste bedeutende Entwicklung im Bereich der Hüfttotalendoprothetik vollzog sich im Jahre 1950. McKee und Farrar generierten eine Metallpfanne und einen Metallstiel mit Verankerung des femoralen Anteils im Markraum.

Das grundsätzliche Problem bestand bei allen Endoprothesen dieser Zeit in der knöchernen Verankerung. So setzte Haboush 1953 erstmalig Polymethylmetacrylat (PMMA), welches in dieser Zeit schon Verwendung in der Zahnheilkunde fand, ein [12]. Den entscheidenden Durchbruch auf dem Gebiet der Totalendoprothesen erzielte schließlich Charnley in den frühen sechziger Jahren. Er verankerte den femoralen Prothesenschaft und die Gelenkpfanne mit PMMA und kombinierte einen Metallkopf mit einer Kunststoffpfanne. Diese Kombination zur Minimierung der Reibung wurde „Low-friction-Arthroplastie“ genannt und erbrachte erstmalig gute Langzeitergebnisse [13-15].

Geschmälert wurde die Euphorie jedoch, als gehäuft Lockerungen aufgrund großer Osteolysen auftraten. [16] Jene Osteolysen, so stellte sich später heraus, wurden durch einen Abrieb der Kunststoffschale am Metallkopf hervorgerufen. Es bildeten sich feine Partikel, die eine lokale Abwehrreaktion des Körpers verursachten und die Knochensubstanz umbauten [17]. Dieses Phänomen der aseptischen Lockerung wird gegenwärtig als „Partikelerkrankung“ bezeichnet.

Wenig später wurde von Wagner eine Schalenendoprothese entwickelt, die ähnlich der Charnley-Prothese dem „Low friction“ Prinzip folgte, indem eine Polyethylen- Metall-Gleitpaarung verwendet wurde [18]. Langfristig durchsetzen konnte sich die Wagner-Kappe jedoch nicht. Weiterentwicklungen dieser Prothese werden heutzutage von einigen Zentren implantiert.

So lag das Hauptaugenmerk weiterhin in der Verbesserung der Zementierungstechniken, der Optimierung des Reibungskoeffizienten durch Veränderung der Gleitpaarungen sowie der Entwicklung der zementfreien Verankerung.

1.2 Entwicklung der zementierten Verankerung

Die Grundlage des heutigen Knochenzementes bildet Polymethylmetacrylat (PMMA), welches von dem Pharmazeuten und Chemiker Otto Röhm im Jahre 1902 in seiner Dissertation „*Polymerisationsprodukte der Akrylsäure*“ vorgestellt wurde. Bei PMMA handelt es sich um einen glasähnlichen, sehr festen und steifen Stoff, der eine geringe Feuchtigkeits- und Wasseraufnahme aufweist. Allgemein bekannt ist dieser Stoff auch als „Plexiglas“, welches u.a. von der Röhm GmbH (Degussa-Gruppe, aktuelle EVONIK) vertrieben wird.

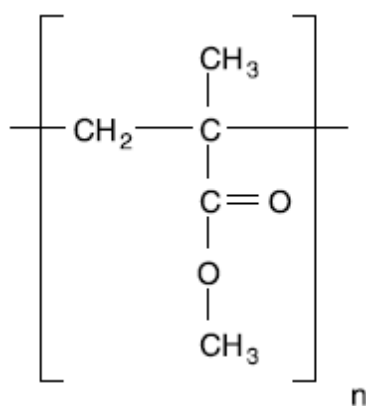


Abbildung 5: Monomereinheit von Polymethylmetacrylat

Die für den Zweck vorteilhaften Eigenschaften des Stoffes prädestinieren PMMA für den Einsatz in der Medizin. Aus diesem Grund wurden in den Jahren 1956

und 1962 die biologische Verträglichkeit unter anderem durch Hoppe sowie später durch Hullinger und Zollinger getestet. Nach histopathologischen Untersuchungen wurde das Präparat als ausgesprochen gewebefreundlich bezeichnet [19-21].

Erstmalig Anwendung fand PMMA im medizinischen Bereich in der Zahnheilkunde zum Fertigen von Zahnersatz und Zahnverankerungen. Später erfolgte der Einsatz ebenso in der plastischen Chirurgie zur Deckung von Knochendefekten der Schädelkalotte oder in der Ophthalmologie zur Fertigung von harten Kontakt- sowie intraokularen Linsen [22, 23]. Als limitierend für den Einsatz an organischem Gewebe zeigte sich jedoch die hohe Verarbeitungstemperatur während der Polymerisation. Erst durch den Zusatz von Dibenzoylperoxid (DBPA) gelang es, die Polymerisation auch bei Raumtemperatur durchzuführen [24, 25]. Diese Erkenntnis ermöglichte eine breite Anwendung in der Medizin.

Infolge dieser verbesserten biologischen Verträglichkeit des PMMA beschäftigte sich Sir John Charnley von 1959 bis 1961 intensiv mit der auf Acryl basierenden zementierten Implantationstechnik und trieb die Entwicklung der endoprothetischen Versorgung dadurch weltweit entscheidend voran [26].

Das Prinzip dieses Verankerungssystems besteht darin, dass der noch visköse Zement in die Spongiosa des Knochens eindringt, dort aushärtet und somit die Kontaktzone zwischen Prothese und Knochen entscheidend erhöht. Hierdurch wird eine beständigere Verbundfestigkeit gewährleistet, welche die entstehenden Kräfte von der Endoprothese auf den Knochen übertragen kann.

1.3 Aktueller Stand der Zementierungstechniken

In Untersuchungen vieler Studien konnte belegt werden, dass eine hohe Zementpenetration in die Spongiosa des Knochens zu deutlich stabileren Verhältnissen am Zement-Knochen-Interface und somit zu deutlich niedrigeren Lockerungsraten führt [27-29]. Um dieses Resultat erreichen zu können, sind eine exakte Knochenpräparation, ein unbedingter Erhalt der Spongiosa sowie die

Anwendung moderner Zementierungstechniken essentiell [30-33]. Breusch bezeichnete die Verbindung aus Zement und Spongiosagewebe überdies als Composite, welches ein völlig anderes und verformungsstabiles Material darstellt [34].

Charnley galt als Wegbereiter der Zementierungstechniken der ersten Generation, welche das sogenannte „thumbing“ umfasste. Beim „thumbing“ wird eine Einbringung des Zementes von proximal nach distal durch manuellen Druck vorgenommen [35] sowie der Erhalt einer randständigen Spongiosa beschrieben. Mit dieser Technik wurden teilweise exzellente Ergebnisse noch nach 25 Jahren verzeichnet [36]. Jedoch lagen in anderen Studien Ergebnisse aseptischer Lockerungsraten von 3 bis 16 Prozent vor. Radiologisch wurden zudem Lockerungsraten von 7 bis 36 Prozent in 15- und 20-Jahres-Nachuntersuchungen angegeben [32, 37-42].

Einen deutlichen Fortschritt hinsichtlich des Rückganges der Revisionsraten um bis zu 20 Prozent wurden durch die Zementiertechniken der zweiten Generation erzielt [43]. Hierzu zählen die Verwendung eines intramedullären Zementrestriktors, die Spülung des Markraumes mit anschließender Trocknung und eine retrograde Zementeinbringung mittels einer Zementpistole. 9 bis 18-Jahres-Follow-up-Studien zeigten nach Einführung dieser Techniken einen Rückgang der Revisionsraten auf 0 bis 5 Prozent sowie eine Verminderung radiologischer Lockerungszeichen des Femurschaftes auf 1 bis 6 Prozent [42, 44].

Wichtigster Einflussfaktor der verbesserten Langzeitresultate ist die Spülung des präparierten Markraumes mittels einer Jet-Lavage (pulsierende Druckspülung) [45, 46]. Dementsprechend ist ein unmittelbarer Zusammenhang zwischen einer guten Zementpenetration und einer ausgiebigen Markraumspülung bewiesen [47, 48].

Im Gegensatz zu den modernen retrograden Injektionstechniken stellte Draenert eine Methode der anterograden Zementeinbringung unter gleichzeitiger Erzeugung eines Vakuums im Femurmarkraum vor. Dies sollte die Penetration des Zementes in die Spongiosa sowie unerwünschte Blutbeimengungen während des Zementierungsvorganges verhindern und so zu einer Verbesserung der Langzeitresultate in der zementierten Hüftendoprothetik beitragen. Hierzu

war es notwendig, ein kleines Loch in den distalen Femurmarkraum zu bohren, um über ein Schlauchsystem ein Vakuum zu erzeugen [49]. In der Praxis konnte diese Methode jedoch nicht überzeugen. Es ließ sich keine signifikant messbare Verbesserung des Zementmantels herbeiführen. Weiterhin sprachen der höhere technische Aufwand, die höheren Kosten, eine längere Operationszeit und ferner die Frakturgefahr im Bereich der distalen femoralen Kortikalisbohrung gegen eine Nutzung dieser Methode [29].

Weitere Fortschritte der aktuellen Zementierungstechniken repräsentieren die dritte Generation. Durch sie ist es möglich, Lufteinschlüsse im Zement durch die Einführung von Vakuumzementiersystemen zu reduzieren. Bewerkstelligt wird dies durch das Anmischen des Zementes in einem Unterdruck [49]. Dadurch wird die Porosität des Zementes verringert und die Materialeigenschaften, insbesondere die Fatigue (Dauerschwingfestigkeit), verbessert [50]. Die Mischsysteme können dabei aus einzelnen Komponenten bestehen, wobei dazu der Zement in die Spritze für die Applikation in den Markraum umgefüllt werden muss. Eine andere Möglichkeit besteht in der Verwendung von Systemen, in welchen der Mischvorgang bereits im Inneren der Spritze erfolgt.

Mit Hilfe dieser Zementpistolen ist eine retrograde Auffüllung des präparierten Markraumes möglich. Der Vorteil dieser Applikationsart liegt in einer schnellen Zementverarbeitung und dem Aufbau eines Druckgradienten, um so Blutungen aus dem Markraum zuvorzukommen, und damit ein stabileres Knochen-Zement-Interface zu erzeugen [51].

In der heutigen Zeit hat sich die Verwendung eines Markraumstoppers etabliert, welcher den Zweck hat, den Zementabfluss nach distal zu verhindern und so den intramedullären Druck während des Zementierens zu erhöhen [52, 53]. Dieser wurde lange Zeit aus dem spongiösen Anteil des resezierten Femurkopfes gewonnen [54]. Mittlerweile sind jedoch die Vorteile von bioresorbierbaren Materialien bewiesen [55]. Die Weiterentwicklung der Markraumstopper in Form von Centralizern brachte den erheblichen Vorteil einer zentralen Führung der Endoprothese im Markraum, was konsekutiv zu einem gleichmäßigeren Markraummantel führte [56].

Retrograden Applikationstechniken bergen, wegen des deutlich erhöhten Druckes im Markraum von dem bis zu 600-fachen des Normwertes, die Gefahr der Einschwemmung von Fettbestandteilen in die Lungenstrombahn, was sich in seltenen Fällen als fulminante Lungenembolie äußern kann. Zur Reduzierung dieses Risikos sowie zur Verbesserung der Zementierungstechniken wurde von Jansson die Zementkanalendoprothese vorgestellt. Hierbei wird die Prothese mittels integriertem Markraumstopper und Kragen zuerst mittig in den präparierten Markraum platziert. Sekundär wird anschließend der Zement unter einem bestimmten Druck durch einen Kanal in der Prothese eingebracht. Die Vorteile dieses Verfahrens begründen sich in der nachgewiesenen Reduzierung der Mikroembolien durch die Verringerung von Druckspitzen und dem Entstehen eines gleichmäßig starken Zementmantels sowie einer identischen Penetrationstiefe des Knochenzementes [57-59]. Aufgrund der erhöhten Kosten, dem fehlenden Nachweis einer verbesserten Standzeit sowie einer tatsächlichen Senkung der klinisch relevanten Embolieraten konnte sich diese Zementkanalendoprothese bislang nicht durchsetzen.

Zurzeit gilt somit die Reinigung des Markraumes mittels Jetlavage, Markraumsperrer sowie retrograder Zementierung unter Druck als Golden-Standard [34].

1.4 Der optimale Zementmantel

Das Hauptanliegen bei allen Verankerungsprinzipien ist eine möglichst lange Haltbarkeit. Entsprechend der Forderung der „National Institutes of Health“ muss dabei die Prothese eine Überlebensrate von mindestens 95 Prozent nach zehn Jahren Beobachtungszeitraum vorweisen, damit deren täglicher Einsatz gerechtfertigt ist [60].

Die wichtigsten Faktoren zur Langlebigkeit zementierter Prothesen sind Form und Integrität des Zementköchers sowie das Zement-Implantat- und das Zement-Knocheninterface. Der optimale Zementmantel ist von verschiedensten Faktoren abhängig, wobei die Zementierungstechniken (siehe Kapitel 1.3) einen wichtigen Stellenwert einnehmen [41, 61, 62]. Diese können jedoch keinen Einfluss auf die Position der implantierten Prothese oder auf die Geometrie des Zementmantels

nehmen [63]. Wie aus vielen Studien bekannt ist, vermindern sich die Standzeiten der Prothesen teilweise erheblich bei Lageanomalien, insbesondere bei Varusstellungen des Femurschaftes, was auf einen erhöhten Stress auf den Zementmantel, auf das Zement-Knochen- und Zement-Prothesen-Interface sowie auf die Prothese selbst zurückzuführen ist. Die Folgen dieses erhöhten Stresses können Brüche im Zementmantel oder der Prothese an sich sein [56, 64-67].

Finite Elemente Analysen und nachfolgende klinische Studien zeigten, dass der optimale Zementmantel im proximalen Schaftbereich 2 bis 5 mm und distal mehr als 2 mm messen sollte [63, 65, 68, 69]. Die Allgemeingültigkeit dieser Werte ist jedoch im Einzelfall von Prothese zu Prothese zu prüfen. So wurde für Janssons Finite Elemente Analyse (siehe Abbildung 6) eine errechnete „Durchschnittsprothese“ verwandt.

Problematisch erscheint im Zusammenhang mit der optimalen Zementmantelstärke das physiologische Verhalten des PMMA-Zementes im Rahmen der exothermen Polymerisationsreaktion. So werden Volumenabnahmen des Zementes nach Beendigung der exothermen Reaktion von 5 bis 6,5 Prozent beschrieben, was ebenfalls auf die Qualität des Zementköchers Einfluss hat [70, 71].

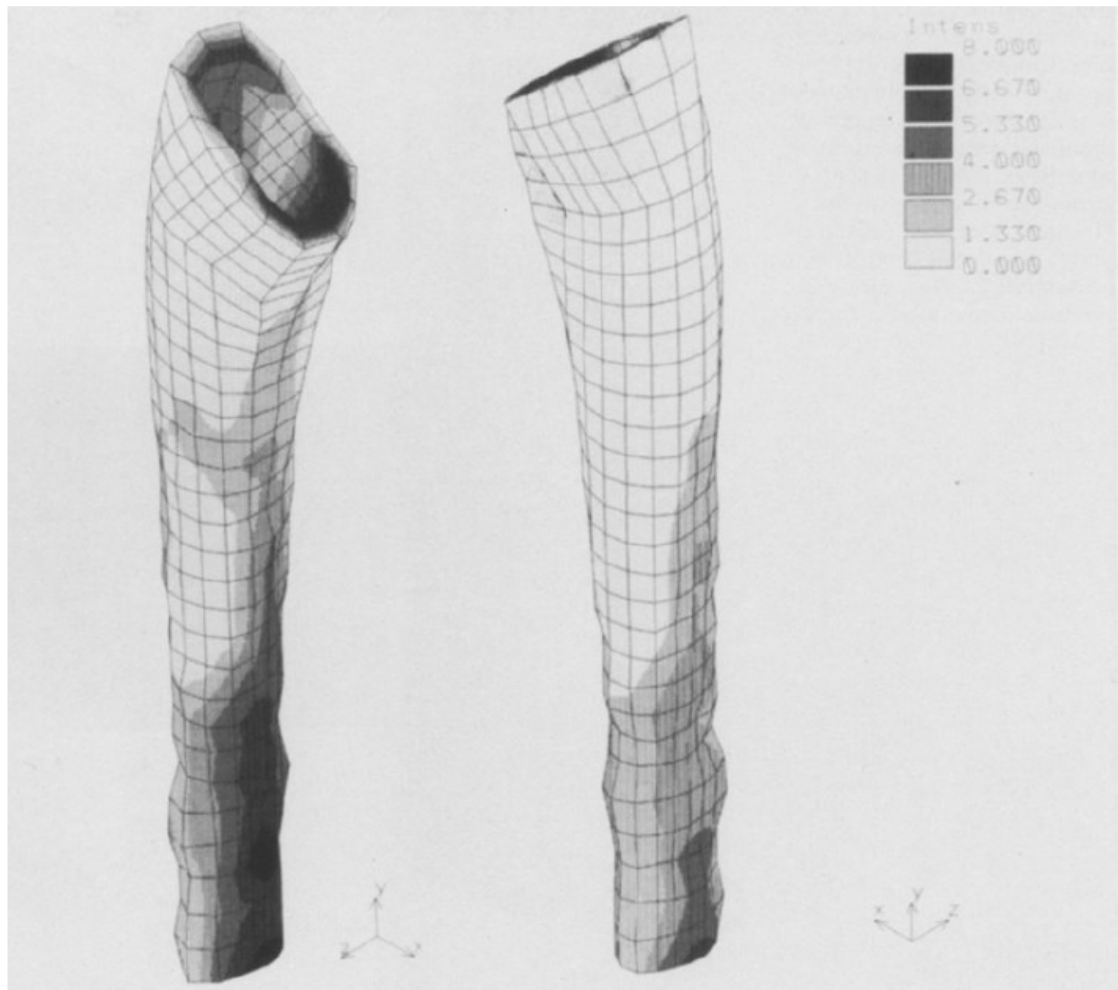


Abbildung 6: Darstellung eines idealen Zementmantels mittels Finite Elemente Analyse (aus Jansson „Mechanical failure of the femoral component in cemented total hip replacement - a finite element evaluation“ [69])

1.5 Raue oder polierte Oberfläche?

Seit einiger Zeit liegt die Oberflächenbeschaffenheit zementierter Hüftendoprothesenschäfte bezüglich aseptischer Prothesenlockerungen im Focus der Forschung. Das zunehmende Interesse hinsichtlich dieser strukturellen Unterschiede begründet sich aus exzellenten Langzeitergebnissen von zementierten polierten Endoprothesenstielen wie dem Lubikus II (Firma. LINK) oder dem Exeter (Firma Stryker), die eine überwiegend geringe Zementmanteldicke aufweisen [33].

Bader et al. entwickelte hierzu eine Testmethode, bei der verschiedene zementierte Prothesenstiele aus unterschiedlichen Materialien hinsichtlich ihres Abriebverhaltens verglichen werden können [72].

Auf dem Markt finden sich derzeit raue und polierte Oberflächen. Vorteilhaft erschien eine aufgeraute Prothesenoberfläche („precoating“) unter dem Aspekt eines stabileren Zement-Prothesen-Interface. Studien zeigten jedoch, dass diese Stabilität im Zement-Prothesen-Interface auf Dauer nicht gehalten werden konnte und es somit aufgrund der rauen Prothesenoberfläche zu einem verstärkten Abrieb mit Entstehung von Partikeln und nachfolgender Aktivierung von Makrophagen kommt. Radiologisch werden diese Effekte als Saumbildung („debonding“) beobachtet und als Hinweise für eine aseptische Prothesenlockerung gewertet [60, 72].

Vielversprechender ist dagegen die Studienlage hinsichtlich der polierten Stieloberflächen. Geradschäfte wie der Exeterstiel oder der MS-30 Schaft unterliegen einem sogenannten „subsidence“ - einem gewollten Nachsintern des Schaftes zur besseren Kraftübertragung auf den Zement. Dies ist als eine Art press-fit Verankerung auf den Zementköcher zu verstehen, der zusätzlich Vorteile bei einem Debonding hat, da somit eine erneute Fixation des Schaftes möglich ist („second line of defense“). Folglich sind Migrationen von Geradschäften bis zu 5 mm als Zeichen dieser erneuten Verklemmung, und nicht wie früher als Hinweise für eine Lockerung, zu verstehen [60, 72].

Eine Pauschalaussage lässt sich dennoch zu diesem Zeitpunkt nicht treffen. So sprechen die sehr guten Langzeitergebnisse des polierten Exeter-Stieles und auch die Ergebnisse im Schwedenregister für die polierte Oberfläche [45, 73]. Im Gegensatz dazu wurden bei Nachuntersuchungen von 127 MS-30 Schäften mit matter Oberfläche sowie 128 MS-30 Schäften mit einer polierten Oberfläche innerhalb von 6,5 Jahren keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Überlebensdauer, das Nachsinken des Schaftes oder in der Häufigkeit von Osteolysen gefunden [74].

1.6 Die aseptische Lockerung

Der künstliche Gelenkersatz zählt seit Jahren zu den zuverlässigsten operativen Eingriffen [33, 75]. In Deutschland werden jährlich über 200.000 Hüft- und 100.000 Knieendoprothesen implantiert [57, 76, 77]. Weltweit werden darüber hinaus in diesem Zeitraum über 1.000.000 primäre Gelenkimplantate eingebracht [78]. Betrachtet man zusätzlich die steigende Lebenserwartung der Bevölkerung, so wird deutlich, dass diese Eingriffe eine deutliche Tendenz nach oben aufweisen werden (siehe Abbildung 7).

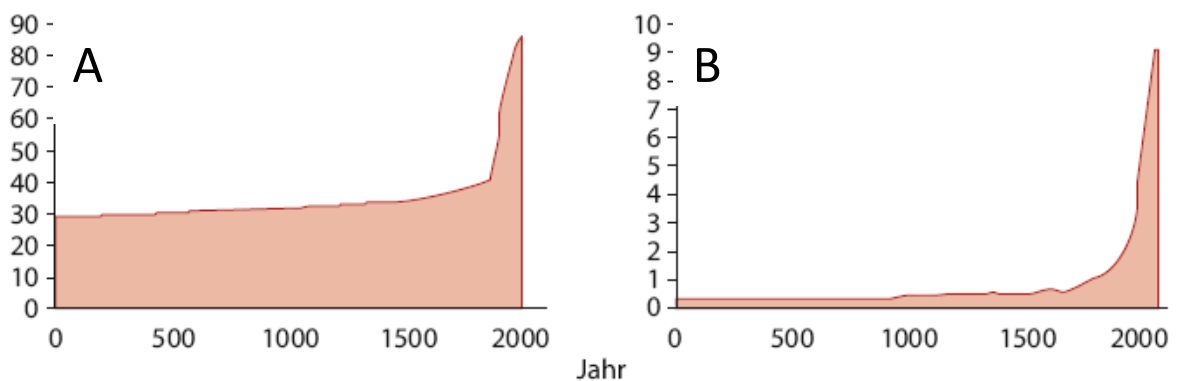


Abbildung 7: Entwicklung von Lebenserwartung und Weltbevölkerung A: Lebenserwartung [Jahre]; B: Weltbevölkerung [Mrd.] [79]

Auch auf volkswirtschaftlicher Ebene ist die Endoprothetik ein wichtiger ökonomischer Faktor, und dass nicht nur im Gesundheitswesen. So rangierte die Implantation eines künstlichen Hüftgelenkes im Jahre 2006 auf Platz sechs der am meisten durchgeführten vollstationären Eingriffe. In den deutschen Rehabilitationskliniken war im Jahre 2005 die Arthrose des Hüftgelenkes der häufigste Behandlungsgrund [80].

Aufgrund der stetigen Weiterentwicklung der Materialien und der Operationstechniken nehmen die Standzeiten der Hüftendoprothesen im Laufe der Jahre zu. Im Jahre 2002 konnte in den USA eine Zehn-Jahresfunktionsrate von 94 Prozent angegeben werden [81], während im deutschsprachigen Raum die Zahlen zwischen 88 und 100 Prozent schwankten [82-85]. Problematisch

stellt sich demgegenüber der Zeitraum nach den ersten zehn Jahren dar. Es werden Revisionsraten der Hüftendoprothesen nach zehn und 15 Jahren von zwei bis zehn Prozent [86] und bei jüngeren Patienten bis zu 30 Prozent angegeben [78, 87].

Den größten Anteil an diesen Revisionsoperationen, die meist mit einem Wechsel des künstlichen Gelenkes einhergehen, bilden hierbei die aseptischen Lockerungen. Von verschiedenen Autoren werden Anteile an den Gesamtlockerungen von 73 bis 80 Prozent angegeben [33, 79, 88-90]. Diese Zahlen spiegeln sich ebenfalls im „Finnish Arthroplasty Register“ und auch im „Swedish Total Hip Replacement Register“ wieder.



Abbildung 8: *Lockerung des Schaftes mit deutlichen Osteolysen im distalen Femuranteil [91]*

Klinisches Leitsymptom für eine Lockerung der Hüftendoprothese sind belastungsabhängige Schmerzen, die vor allem in die Leiste, den Oberschenkel

oder das Gesäß ausstrahlen. Nach einer klinischen Untersuchung, die erste Hinweise auf eine Schaft- oder Pfannenlockerung geben kann, erfolgt eine weiterführende Diagnostik. Diese umfasst meist eine Röntgenuntersuchung sowie eine Skelettszintigraphie. Mit Hilfe dieser beiden Methoden können 50 bis 100 Prozent der Lockerungen diagnostiziert werden [92-94].

Sind auf dem Röntgenbild des Beckens Aufhellungssäume von mehr als 2 mm zwischen Zement und Knochen sichtbar, so wird in 90 Prozent der Fälle, die präoperative Diagnose einer Prothesenlockerung bestätigt [95]. Weitere radiologische Kriterien können neben direkten Lockerungszeichen wie Zementfrakturen oder Implantatwanderungen über 5 mm, Osteolysen bzw. große Lysesäume (siehe Abbildung 8) um die Implantate oder im Knochen-Zement-Interface sein [96].

Es gibt vielfältige Ursachen für aseptische Prothesenlockerungen. Nach Rubash et al. lassen sich grundsätzlich drei ätiologische Faktoren benennen. Zum einen erfolgt ein Knochenverlust infolge der Wirkung von Abriebpartikeln. Weiterhin ist das sogenannte „stress shielding“ bekannt, welches ein adaptives Knochen-Remodeling und eine mechanische Belastungsabschirmung in Abhängigkeit von Größe, Materialeigenschaften und Oberflächencharakteristik der verwendeten Prothese darstellt. Zum dritten ist der Knochenabbau als Folge der natürlichen Alterung zu nennen [91, 97].

Den größten Anteil haben die abriebinduzierten Lockerungen [98]. Die erste Beschreibung einer „Werkstoffkrankheit“ unternahmen H. Mittelmeier und L. Singer. Sie schilderten mittels der in den 50-er Jahren in größerer Zahl eingebauten Judet-Endoprothesen aus Acryl frühzeitige Auflockerungen auf der Basis von erheblichen Fremdkörpergranulomen [99]. 1977 erweiterte Willert die vorhandenen Erkenntnisse anhand von Metall/Polyethylen-Paarungen und beschrieb die dadurch bedingten Osteolysen und Lockerungen als „Partikel-Krankheit“ [100]. Aufgrund der zusätzlichen Erkenntnisse bezüglich Polyethylen und Zement wurde später auch der Begriff „Cement disease“ benutzt [101]. Weitere Mechanismen der Partikel-Krankheit wurden in der Folge detaillierter beschrieben [102, 103].

Aber nicht nur Polyäthylenpartikel können diese Osteolysen verursachen, sondern auch alle anderen Partikel wie Zement-, Metall- oder Keramikbestandteile, die durch Reibung an den korrespondierenden Flächen entstehen, weshalb der Begriff „Particle disease“ treffender ist [90, 104].

In den letzten Jahren wurde die „Partikelkrankheit“ als eines der gravierendsten Probleme sowohl in der zementierten als auch in der nicht-zementierten Endoprothetik erkannt [60, 105-108]. Aus diesem Grund wurden die Pathomechanismen, die am Ende zu einer Lockerung führen, genauestens untersucht.

Vereinfacht dargestellt lösen diese Partikel eine kaskadenartige Reaktion aus, indem sich mechanisch induzierte Abriebpartikel aus der Synovia im Periimplantatspalt einnisten, dort lokale Osteoklasten aktivieren und es zu einer Knochenresorption kommt. Dadurch erweitert sich im Interfacebereich der Periimplantatspalt, wodurch weitere Abriebpartikel eindringen können und infolgedessen resorptive Reaktionen verstärkt werden. Dies gleicht einem Circulus vitiosus, welcher im Endeffekt mit einer Schwächung des Knochengewebes und dem Verlust der Prothese einhergeht [109].

Es gibt ebenfalls Untersuchungen über die Menge der entstehenden Abriebpartikel. Bei einer modernen Polyethylen („ultra high molecular weight polyethylene“)- Metall-Paarung werden bei jedem Schritt bis zu 500.000 Partikel freigesetzt. Dieses summiert sich zu einer Partikelbelastung von bis zu 500 Mrd. Partikeln pro Jahr [91].

Eines der Hauptziele zur Verbesserung der Langzeitergebnisse bei zementierten Hüftendoprothesen ist somit die Verminderung von Abriebpartikeln. Dieses kann durch gänzlich unterschiedliche Ansätze erreicht werden. So begründet sich einer der Schwerpunkte auf der Entwicklung neuer Materialien um bestehende Gleitpaarungen zu korrigieren, den Reibungskoeffizienten zu vermindern und damit die Abriebpartikel zu reduzieren [17, 110, 111].

Ein zweiter Ansatzpunkt ist die Optimierung des Zementmantels. Ziel ist es, eine homogene und ununterbrochene Zementscheide mit angemessener Dicke und Verzahnung im Knochen des femoralen Anteils des Prothesenschaftes zu gewährleisten [112]. Diese ist notwendig für ein stabiles, belastbares Knochen-Zement-Interface, um eine gleichmäßige Kraftübertragung auf das knöcherne Bett zu gewährleisten. So zeigten Ebrahimzadeh et al. 1994 in einer Studie mit 836 untersuchten zementierten Femurstielen, dass der optimale Zementköcher zwischen 2 und 5 mm stark sein sollte. Zu dünne Zementschichten unter 2 mm Dicke haben eine erhöhte Neigung zu Lockerungen oder Zementbrüchen, welche zur Granulom- oder Osteolysenbildung [113, 114] führen können, während zu dicke Zementschichten über 5 mm Saumbildungen oder Hitzenekrosen begünstigen [65, 68, 115].

Neben der Stärke des Zementmantels ist die Penetration des Knochenzementes in die Spongiosa entscheidend für die Primärstabilität des Implantates. Mit Hilfe moderner Zementierungstechniken und definierten Drücken während der Zementapplikation ist es möglich, eine optimale Verzahnungsqualität der Knochen-Zement-Interfaces zu erreichen. In Untersuchungen von Jansson zur Zementkanalendoprothese wurde eine spongiöse Zementpenetration erzielt, welche die Festigkeit des Knochens, und nicht die des Knochen-Zement-Interfaces, als den limitierenden Faktor bei der Primärstabilität angibt [59]. Im Optimum sollte dabei die Penetrationstiefe bei 2 bis 3 mm liegen [57].

Um jedoch einen optimalen und gleichmäßigen Zementmantel zu erreichen, ist der mittige Sitz der Prothese im Femurschaft eine zwingende Voraussetzung. Aus dieser Grundüberlegung heraus entwickelte Noble 1984 einen Prothesenschaft mit einem proximalen und distalen Centralizer [116].

1.7 Der distale Centralizer

Schon in den frühen siebziger Jahren des vergangenen Jahrhunderts wurden distale Zentrierelemente, damals noch aus Metall, im Rahmen der Implantation des Exeter-Stieles verwandt [73]. Mittels dieser Komponenten wird beabsichtigt, die Prothese mittig im Markraum zu platzieren um der Entstehung von Gebieten mit unzureichender oder zu starker Zementmanteldicke entgegenzuwirken und künftige aseptische Lockerungen zu verhindern [117]. Essentiell ist hierbei der gleichmäßige Zementmantel im distalen Bereich der Endoprothese, da hier die größten Kräfte einwirken.

Heutzutage werden diese Zentrierelemente aus Polymethylmethacrylat hergestellt - dem gleichen Werkstoff, aus dem der Knochenzement besteht [63]. Kritikpunkte hinsichtlich der Verwendung eines distalen Centralizers gibt es gleichwohl. So wurden Centralizerdislokationen, Lufteinschlüsse oder empfindliche Schwächungen des distalen Zementköchers beschrieben [60, 118]. Weiterhin existieren Erfahrungen, dass bei bestimmten Prothesentypen der distale Centralizer keinen entscheidenden Vorteil zur Ausrichtung im Markraum erbringt. Während bei den Geradeschäften wie dem MS-30 Schaft und auch dem weit verbreiteten Exeter-Stiel die Notwendigkeit zur optimalen Schaftpositionierung nachgewiesen wurde, zeigte sich bei anatomisch geformten Schäften wie dem ABG-II Schaft kein entscheidender Vorteil in Hinblick auf die Verwendung eines distalen Centralizers [83, 119-121].

1.8 Zielsetzung der Arbeit

Die Reduzierung frühzeitiger Lockerungsraten zementierter Hüftendoprothesen wurde durch standardisierte Operationstechniken, eine kontinuierliche Verbesserung der Zementierungstechniken und eine Optimierung der verwendeten Materialien, wie die viskösen Eigenschaften des Zementes oder der Verbesserung der Oberflächenstruktur der Endoprothesen, erreicht. All diese Entwicklungen zur Verlängerung der Prothesenstandzeiten hängen jedoch entscheidend von dem umgebenden Zementmantel ab. Nur ein gleichmäßiger und von optimaler Stärke geprägter Zementköcher kann den jahrzehntelangen mechanischen Belastungen standhalten. Somit ist die Position der eingebrachten

Prothese von fundamentaler Bedeutung für die Langlebigkeit von zementierten Hüftendoprothesen [56, 64-67].

Die meisten Studien, die sich mit dem Einfluss des distalen Centralizers auf die Stellung des femoralen Prothesenteils beziehen, gehen von einer möglichst optimalen Platzierung des Stieles im Femurmarkraum aus. In der Realität gibt es jedoch von der Optimalkonfiguration erhebliche Abweichungen. Die Gründe hierfür können vielfältig sein: So weist das Femur eine natürliche Antekurvation auf, wobei es individuelle Unterschiede in der Geometrie der Achse des Oberschenkelknochens gibt. Dies kann, wie in Abbildung 9 dargestellt, zu Fehlstellungen des Schaftes führen. Weitere Einflussfaktoren können eine erschwerte Sicht des Operateurs durch Mini-open Zugänge oder auch vermehrtes Weichteilgewebe bei Adipositas sein.

Die vorliegende Arbeit soll ein alltägliches Problem bei der Implantation zementierter Hüftendoprothesen aufgreifen. Es wird die Auswirkung des distalen Centralizers auf den Sitz der femoralen Prothesenkomponente bei nicht orthograder Implantation des MS-30 Schaftes in der sagittalen Ebene beschrieben. Dabei soll untersucht werden, ob ein distaler Centralizer eine Fehlstellung korrigieren oder sogar vermeiden kann.

In der Schlussfolgerung ergibt sich die in dieser Arbeit folgende zu beweisende Hypothese:

Die Verwendung eines distalen Centralizers hat keinen signifikanten Einfluss auf die Schaftposition bei nicht orthograder Implantation zementierter Geradschäfte und ist somit für eine optimale Position des zementierten Stieles nicht von Nöten.

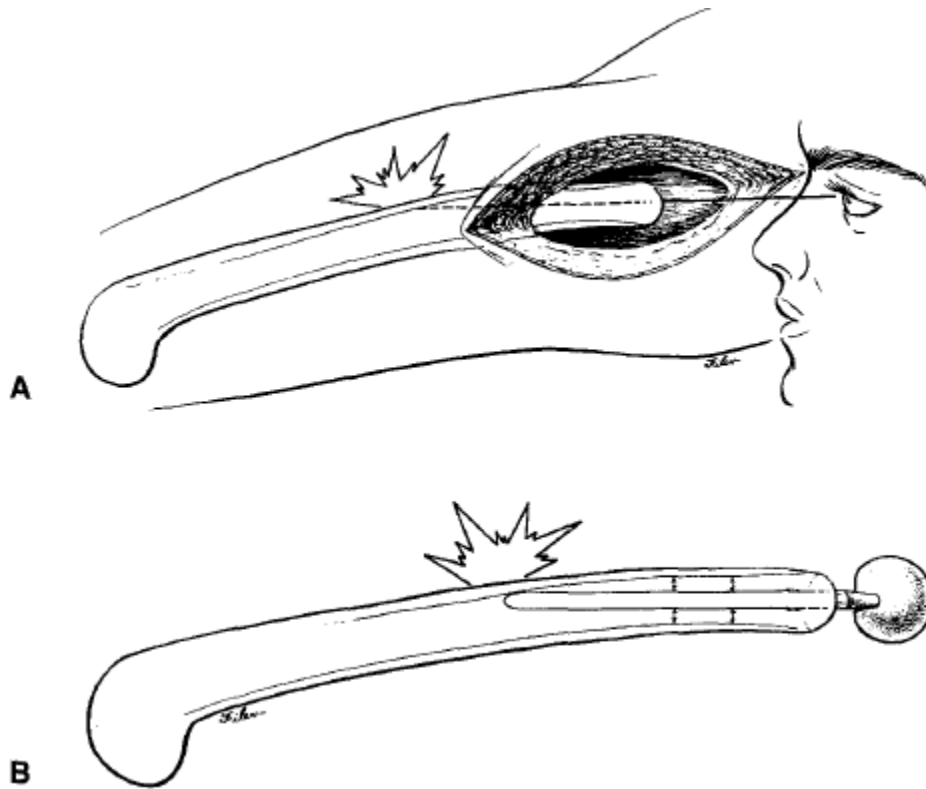


Abbildung 9: A: Blick des Operateurs in den femoralen Kanal zur anterioren Orientierung während der Implantation einer Standard-Hüft TEP.; B: Implantierte Prothese im Femurmarkraum. Zu erkennen ist die zu weit anteriore Platzierung aufgrund der Fehlorientierung des Operateurs [56].

2. Material und Methode

2.1 Material

2.1.1 Humane Femora

Die verwendeten menschlichen Oberschenkelknochen wurden uns freundlicherweise vom Anatomischen Institut der Ludwig-Maximilian-Universität München zur Verfügung gestellt. Die Femora stammen allesamt von Körperspendern, deren Einverständnis zur ärztlichen Weiterbildung sowie für die medizinische Wissenschaft vorlag. Die Resektion der noch in situ befindlichen Knochen wurde selbstständig vorgenommen. Es wurde dabei darauf geachtet, dass keine Deformitäten, grob abweichende Achsen, vorherige Operationen oder Traumata an der betroffenen Extremität vorhanden waren oder stattgefunden haben. Die Bezeichnung der Femora erfolgte anhand von Nummern, die identisch zu denen, der zugehörigen Körper waren. Somit konnte eine spätere Zuordnung zur Rückführung der Knochen vorgenommen werden. Die Entscheidung zur Verwendung von humanen Femora begründete sich aus der heterogenen und anisotropen Knochenstruktur, welche die natürliche Beschaffenheit besser als jedes künstliche Modell abbilden.

2.1.2 MS-30 Schaft

Der zementierte MS-30 Schaft wurde von Prof. Morscher, Basel (Schweiz), und Prof. Spotorno, Pietra Ligure (Italien), entwickelt und 1992 erstmalig verwendet. Seitdem wurden weltweit über 150.000 dieser Stiele implantiert (Firma Zimmer, Deutschland). Der Name des Schaftes leitet sich aus den Anfangsbuchstaben der beiden Entwickler ab. Die Zahl 30 steht für die spezielle hochfeste Eisenbasischmiedelegerung Protasul-30 (FeCrNiMnMo- NbN ISO 5832-9), aus welcher der Stiel besteht.

Das Modell ist ein kragenfreier Geradschaft. Geradschäfte wiesen im Vergleich zu Krumschäften nach fünf bis zehn Jahren die besten Standzeiten auf. Dies war der Grund für Morscher und Spotorno, die Entwicklung des Geradstieles weiter voranzutreiben [122].

Der MS-30 Schaft hat eine allseitig konische Form. Diese führt zu einer gleichmäßigen Kraftverteilung auf den Zementmantel. Ein weiterer Vorteil der konischen Form ist die Gewährleistung, dass schon beim geringsten Sintern des Schaftes sich dieser sofort neu verklemmt sowie Spannungen vorwiegend als Druckkräfte übertragen werden. Die abgerundeten Kanten vermeiden dabei die Entstehung von Stressspitzen an der Implantat-Knochen-Grenze [122].

Der Schaftquerschnitt ist so geformt, dass sowohl gegenüber Zug- als auch Druckkräften nur geringste Spannungen auf den Knochenzement übertragen werden sollten [123].

Weiterhin kann ein Zentrierelement aus Polymethylacrylat, demselben Werkstoff wie der verwendete Knochenzement, benutzt werden. Die Form des Centralizers entspricht der einer dreiseitigen Pyramide, wobei die Kanten abgerundet sind, um den Zementfluss nicht zu stören. Der Centralizer kann optional an das distale Ende der Prothese angebracht werden. Dazu ist dort ein minimales Loch vorhanden. Bei Implantation ohne Centralizer hat dieses Loch keinen entscheidenden Einfluss auf das Zementierungsergebnis [118].

Zu beachten ist jedoch, dass die Verwendung eines Schaftes ohne den dafür vorgesehenen distalen Centralizer eine zementfreie Zone direkt an der Prothesenspitze provozieren kann. Dies ist auf die vorhandene Luft in der Öffnung des distalen Centralizers zurückzuführen. Zustande kann dieser Zementdefekt durch eine Ausdehnung der Luft in der Öffnung beim Zementierungsvorgang kommen. Zur Prävention solcher Defekte werden von den Herstellerfirmen diverse Stopfen zum Verschließen der Öffnung angeboten. Sollte so ein Stopfen nicht vorliegen, wird empfohlen, die kleine Öffnung mittels einer Zementplombe zu verschließen [124].

Der MS-30 Schaft ist eines der am häufigsten verwendeten Implantate in der zementierten Hüftendoprothetik und soll somit einen repräsentativen Charakter der Untersuchung gewährleisten.



Abbildung 10: MS-30 Schaft mit distalem Centralizer [83]

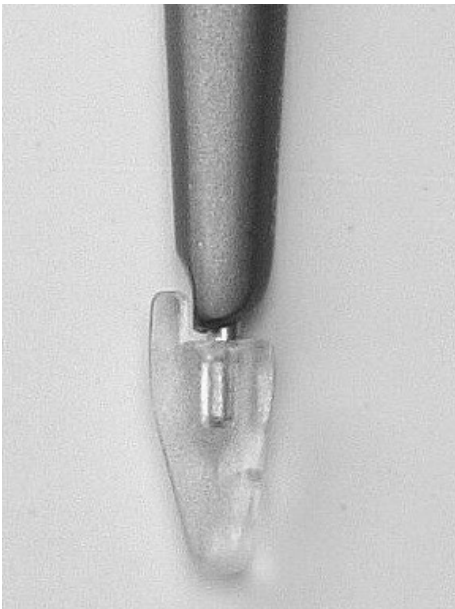


Abbildung 11: Der distale Centralizer des MS-30 Schaftes [83]

Zur Implantation wurden originalgetreue Modelle der MS-30 Stiele aus Kunststoff in Größe 10 verwendet (siehe Abbildung 12). Der Kunststoffschaft bot insofern

den Vorteil, als dass dieser wegen seiner geringeren Materialhärte mit deutlich geringerem technischem Aufwand in der Längsachse durchtrennt werden konnte.

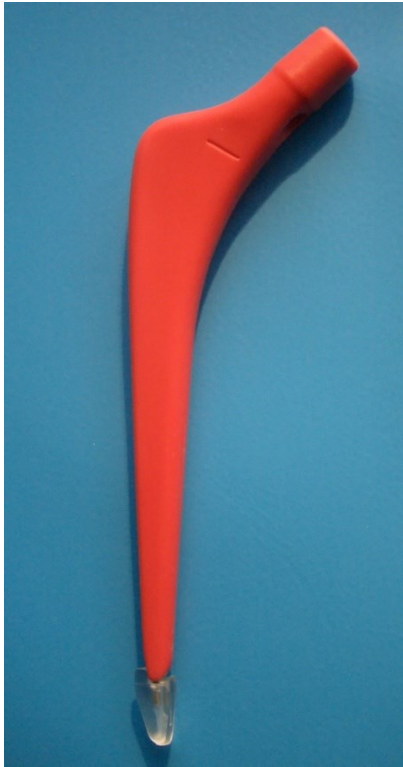


Abbildung 12: Zur Implantation verwendeter MS-30 Schaft aus Kunststoff mit distalem Centralizer

2.1.3 Knochenzement

Verwendet wurde Palacos®-Zement der Firma Biomet Deutschland GmbH (Berlin). Zwischenzeitlich besitzt die Firma Heraeus (Hanau, Deutschland) die Rechte an diesem Markennamen. Die Markteinführung dieses Knochenzementes erfolgte im Jahre 1959. Seit Jahren ist Palacos® etabliert im Bereich der zementierten Hüftendoprothetik [125]. Im Jahre 2005 verwendeten über 90 Prozent von 572 befragten orthopädisch-unfallchirurgischen deutschen Kliniken diesen Zement [126].

Palacos® ist ein schnell härtender, mittelvisköser, röntgenpositiver Knochenzement auf Polymethylmethacrylat-Basis. Als Röntgenkontrastmittel

wurde Zirkoniumdioxid sowie Chlorophyll als Farbstoff zur besseren Übersicht im OP-Feld beigemischt, was dem Zement seine typisch hellgrüne Farbe verleiht.

Der Zement besteht aus zwei Komponenten, dem Polymerpulver und der Monomerflüssigkeit, die kurz vor der Verarbeitung durchmischt werden. Das Polymerpulver enthält Polymethylmethacrylat, Zirkoniumdioxid, Benzoylperoxid und den Farbstoff Chlorophyll (E141). Die Monomerflüssigkeit besteht aus Methylmethacrylat, N,N-Dimethyl-p-toluidin, Hydrochinon und ebenfalls dem Farbstoff E141 [127].

Der Polymerisationsvorgang ist eine exotherme Reaktion, bei der thermische Energie freigesetzt wird. Diese beträgt nach in vivo Messungen am Menschen 40 bis 46 C° [128]. Bei einer Koagulationstemperatur des Knochenkollagens von 72°C ist daher mit thermischen Schäden bei korrekter Zementierung nicht zu rechnen [129].

2.4 Versuchsplanung

2.4.1 Vorversuch

Zur Planung der eigentlichen Versuchsreihe mit den humanen Femora, erfolgten Vorversuche an Kunstknochen zur Bestimmung des optimalen Studiendesigns. Zur Verfügung standen hierbei zehn Kunstknochen, die von der Firma Zimmer (Deutschland) zur Verfügung gestellt wurden sowie identische Kunststoffprothesen, Knochenzement und das Originalinstrumentarium. Die Präparation der Kunstfemora zur Implantation des MS-30 Schaftes erfolgte standardisiert und nach den Vorgaben des Herstellers.

Der wesentliche Punkt, der in diesem Vorversuch geklärt werden sollte, war der Winkel der zu implantierenden Fehlstellung. Dazu wurden zwei Gruppen gebildet. Jede Gruppe erhielt einen distalen Centralizer. In Gruppe 1 erfolgte die Implantation von antero-proximal nach posterior-distal in einem Winkel von 10° und in Gruppe 2 in einem Winkel von 20°. In der Versuchsgruppe 2 ergaben sich zwei Brüche des Prothesenschaftes während der Implantation, was auf einen

frühzeitigen Kontakt mit der Kortikalis zurückzuführen ist. Die Testreihe in Gruppe 1 verlief ohne Komplikationen.

Im Resümee erfolgte die weitere Versuchsplanung mit einem Winkel von 10°.



Abbildung 13: Instrumentarium und zur Präparation vorbereiteter Kunstknochen im Rahmen des Vorversuches

2.5 Präparation und Implantation der Femora

Präpariert wurden 26 Femora, wobei stets ein rechter und ein linker Femur von demselben Leichnam verwendet wurden. Es erfolgte die Aufteilung in eine Gruppe rechte Femora und eine Gruppe linke Femora, sodass in jeder Serie 13 Präparate untersucht werden konnten. Die MS-30 Stiele mit distalem Centralizer wurden jeweils in das rechte Femur implantiert. Analog erfolgte das Vorgehen in der Gruppe ohne Centralizer für die linken Femora. Durch die paarweise Implantation der Stiele, mit und ohne Centralizer bei standardisierter

Implantationstechnik, mussten Unterschiede im Ergebnis zwangsläufig auf das Implantatdesign zurückzuführen sein.

Aufgrund zweier Femurfrakturen in der Gruppe ohne distalen Centralizer wurden zwei Präparate ausgeschlossen.

2.5.1 Präparationstechnik

Das Femur wurde fest in einem Schraubstock fixiert. Die folgende Präparation erfolgte nach allgemeinem Standard und entsprechend der Herstellervorgaben: Begonnen wurde mit der Festlegung der Resektionsebene. Diese lag üblicherweise 1 bis 1,5 cm über dem Trochanter minor in einem Winkel von 30° zur Horizontalebene. Nach der Osteotomie in der festgelegten Ebene erfolgte mit Hilfe einer gebogenen Raspel die Eröffnung des Markraumes. Anschließend wurden die zum Prothesenmodell passenden Formraspeln in ansteigenden Größen in den Markraum eingebracht. Entsprechend der präoperativen Planung wurde der Markraum in allen Fällen in identischer Größe präpariert.

Aus dem resezierten Femurkopf wurde ein spongiöser Markraumstopper gewonnen.

Im nächsten Schritt wurde ein sorgfältiges Ausspülen des Markraumes mit Hilfe von Spülflüssigkeit und Markraumbürsten (zur Simulation einer Jet-Lavage) sowie anschließendes Trocknen mit Druckluft vorgenommen. Der spongiöse Markraumstopper konnte circa 2 cm unterhalb des erwarteten Endes der Prothesenspitze eingebracht werden.

Um die individuellen Unterschiede so gering wie möglich zu halten, wurden alle Operationsschritte von einem Operateur durchgeführt.

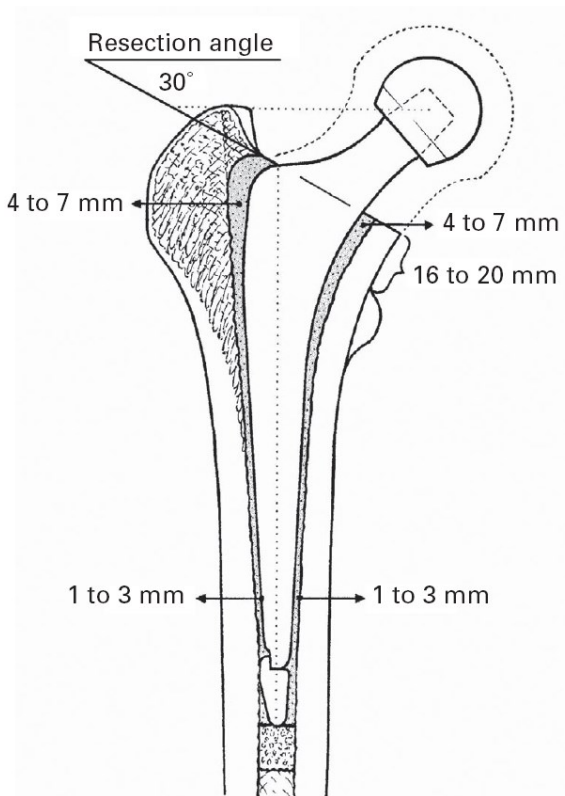


Abbildung 14: Darstellung des MS-30 Schaftes im proximalen Femur mit den optimalen Zementmanteldicken und der 30° Resektionsebene am Femurhals [83]

2.5.2 Implantation der Femurstiele

Nach standardisiertem Anrühren der beiden Zementbestandteile bei einer konstanten Raumtemperatur von 21° erfolgt nach Erreichen der optimalen Viskosität und Klebfreiheit (Prüfversuch mit „doctor’s finger“) der Zementierungsvorgang. Hierzu wurde der Zement mittels retrograder Injektion standardisiert in den präparierten Markraum eingebracht. Bei der Stielinsertion wurden alle drei Ebenen fest definiert. In der Frontalebene erfolgte die Implantation exakt orthograd zur Femurschaftachse entlang eines fest montierten Stabes, die Antetorsion von 10° wurde über eine Winkelschablone in Projektion zur posterioren Kondylenebene berücksichtigt. Der proximale Insertionspunkt lag dabei stets im Zentrum des vorbereiteten Markraumes.

Anschließend erfolgte in dem von uns festgelegten Fehlstellungswinkel von 10° in der Sagittalebene von antero-proximal nach posterior-distal die Implantation

der MS-30 Stiele. Bewerkstelligt wurde dies durch feste Montage eines breiten Winkelmessers mittels zweier Schraubzwingen. Der Winkelmesser lag dabei der Kortikalis direkt an, sodass eine standardisierte Implantation aller Hüftendoprothesenschäfte in exakt demselben Winkel erfolgen konnte.

Insgesamt wurden zwei Gruppen gebildet. Die eine Gruppe mit distalem Centralizer, die zweite Gruppe ohne distalen Centralizer. Nach Abwarten der Aushärtephase waren die präparierten Femora bereit für die weiteren Auswertungen.

2.6 Vorbereitung zum Auswerten der Femora

Instrumente:

- Vertikalbandsäge (Firma Knuth Werkzeugmaschinen GmbH, Modell VB410, Baujahr 1986)

Zur Bestimmung der Zementmanteldicken wurden die Femora mit den implantierten Kunststoffprothesen kreuzförmig in Längsachsenrichtung geteilt. Dies wurde mit einer Bandsäge o.g. Typs vorgenommen. Um eine korrekte Schnittführung zu gewährleisten, erfolgte eine Markierung der Längsachsen der Femora in coronarer und sagittaler Ebene. Der Sägevorgang wurde hierbei unter ständiger Wasserkühlung zur Verhinderung von thermischen Schäden an der Kunststoffprothese durchgeführt.

Alle angefertigten Präparate wurden gemäß ihrer Zusammengehörigkeit nummeriert und in einem Protokoll dokumentiert.

2.7 Vermessung der Zementmantelstärken

Instrumente:

- Elektronische-Digital-Schieblehre (Firma Mannesmann, Modell 823-160, Auflösung: 0,01 mm)

Zur Bestimmung der Stärke des Zementmantels wurden vom distalen Prothesenbereich Messpunkte im 1 cm Abstand festgelegt. Analog zur Prothesenlänge ergaben sich für den anterioren, posterioren, lateralen und medialen Bereich jeweils 13 Werte. Messpunkt 1 entspricht in dem Falle der Prothesenspitze und Messpunkt 13 dem proximalsten Punkt der implantierten Prothese.

Die Messungen erfolgten ausnahmslos mit der gleichen o.g. Schiebeleere und wurden durch zwei Untersucher durchgeführt.

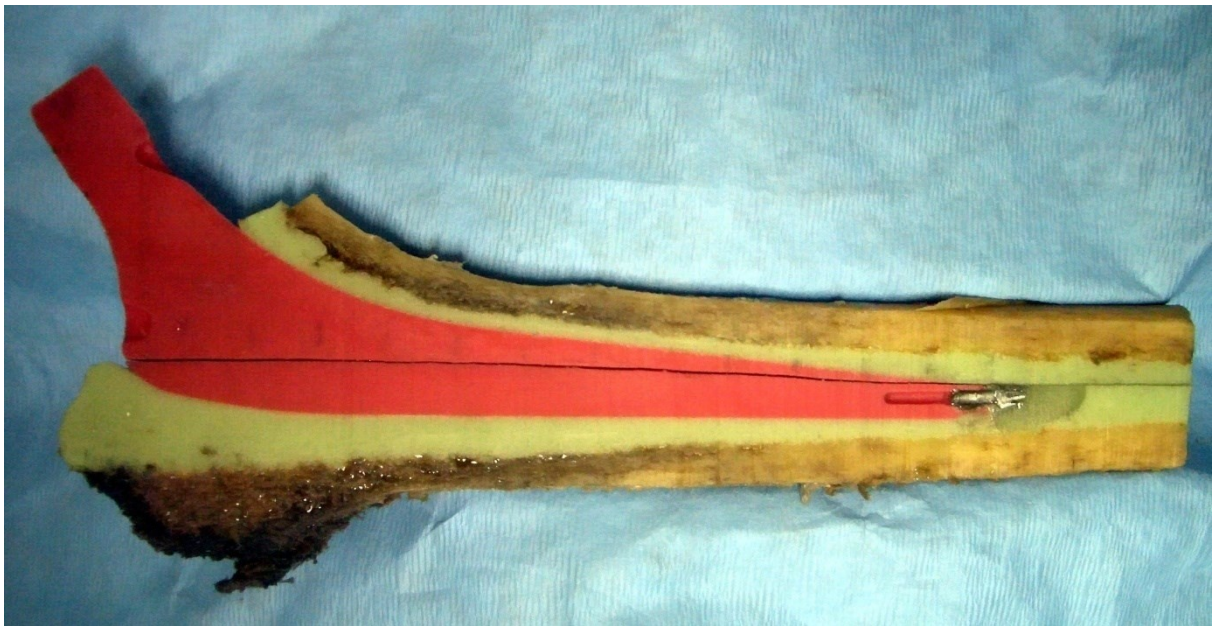


Abbildung 15: Zur Messung vorbereitetes Präparat mit distalem Centralizer in der seitlichen Ansicht. Ab dem distalen Prothesenende erfolgte die Einteilung in 1 cm Abständen nach proximal.

Hieraus ergaben sich dann pro implantierte Prothese 52 und insgesamt 1248 Messwerte.

Die Bestimmung der Zementmanteldicken kann auf verschiedenen Wegen erfolgen. Neben dem Verfahren, welches in dieser Arbeit verwendet wurde, sind radiologische Analysen sehr verbreitet. Zur besseren Vergleichbarkeit der erhobenen radiologischen Daten beschrieben Gruen und Johnston einzelne Zonen um den Prothesenschaft (siehe Abbildung 16) [130, 131].

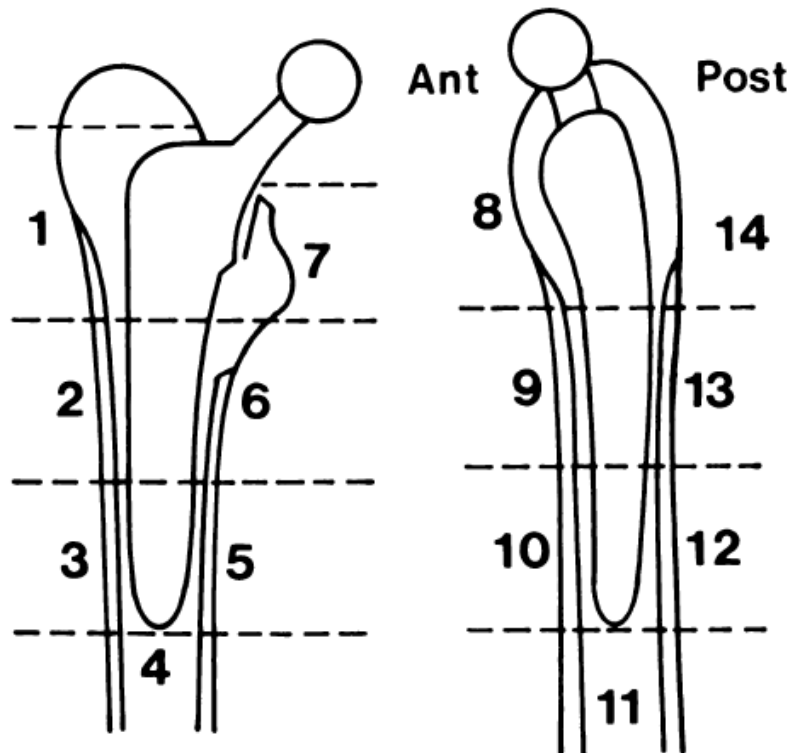


Abbildung 16: Zonen in lateraler und anteroposteriorer Ebene nach Gruen und Johnston [131]

Zur besseren Veranschaulichung und zum Vergleich mit der vorliegenden Literatur wurde in dieser Arbeit ebenfalls eine Einteilung in Zonen vorgenommen, die sich weitgehend analog zu den von Gruen beschriebenen Bereichen verhalten:

- Messpunkte 1 - 4: distale Zone
- Messpunkte 5 – 8: zentrale Zone
- Messpunkte 9 – 13: proximale Zone

Die Zuordnung des Zementmantels nach anterior, posterior, medial und lateral richtet sich in dieser Arbeit nach der physiologischen Ausrichtung im Femur und orientiert sich nicht wie die Gruen-Zonen an der Prothese selbst.

2.8 Statistik

Die aus den in vitro Untersuchungen gewonnenen Daten wurden mit Microsoft Excel erfasst und die Mittelwerte, Standardabweichungen (SD) und Standardfehler des Mittelwertes (SEM) berechnet.

Die Daten sind als Mittelwerte \pm Standardfehler des Mittelwertes (MW \pm SEM) angegeben. Dabei rekrutieren sich die Mittelwerte der einzelnen Parameter aus den Einzelwerten jedes Messpunktes pro Präparat.

Der Vergleich zwischen den Gruppen erfolgt mittels des Mann-Whitney-Tests für den unverbundenen Paarvergleich und wurde durch SPSS 15.0 (SPSS Inc. Chicago, Illinois, USA) realisiert. Unterschiede wurden bei $p < 0,05$ als signifikant angesehen.

Die graphische Darstellung sämtlicher statistischer Tests erfolgte unter Verwendung des Software Pakets SigmaPlot Version 11.0 (Jandel Corporation, San Rafael, CA, USA).

3. Ergebnisse

3.1 Messwerte mit distalem Centralizer anteroposteriore Ebene

In der Gruppe mit distalem Centralizer standen 13 Präparate zur Verfügung. Es erfolgte die Zementierung der MS-30 Schäfte in die präparierten Femurmarkräume in einem Winkel von 10° mit Verkipfung nach anterior in der sagittalen Ebene. Die mittleren Messwerte dieser Gruppe in anteroposteriorer Richtung zeigten eine asymmetrische Zementverteilung. Im Bereich des distalen Prothesenschaftes bis zur 4 cm Grenze nach proximal war der Zementmantel nach anterior verbreitert., über diesen Punkt hinweg erfolgte eine Zunahme der Zementmanteldicke nach posterior. Die Prothesenspitze wich im Durchschnitt 1,9 mm von der Mittelstellung im Femurmarkraum nach posterior ab. Die Prothese vollzog somit eine Kippung von antero-proximal nach posterior-distal.

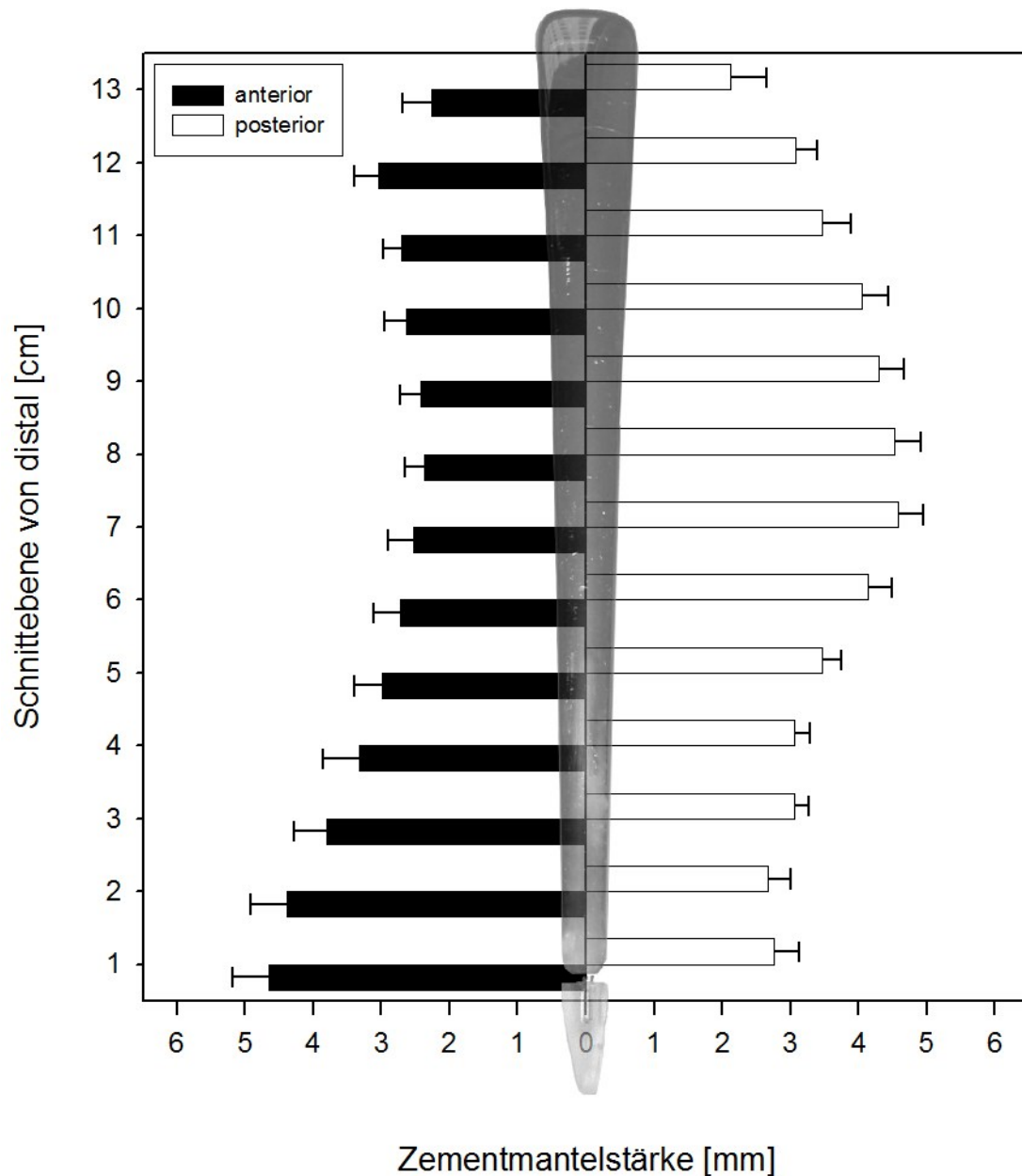


Abbildung 17: Darstellung der Zementmanteldicken [mm] und des \pm SEM in anteroposteriorer Richtung im präparierten Femurmarkraum nach dem Zementierungsvorgang in der Gruppe **mit** distalem Centralizer. Der Null-Wert zeigt die innere Begrenzung des Zementmantels am Zement-Prothesen-Interface an. Zur besseren Veranschaulichung wurde eine Darstellung von einem MS-30 Schaft von posterior in das Diagramm eingefügt.

Tabelle 1: Mittelwerte \pm SEM der Zementmanteldicken mit distalem Centralizer in a.p Richtung

| Schnittebene von distal [cm] | anterior | | posterior | |
|------------------------------|-----------------|------|-----------------|------|
| | Mittelwert [mm] | SEM | Mittelwert [mm] | SEM |
| 1 | 4,65 | 0,52 | 2,76 | 0,37 |
| 2 | 4,38 | 0,54 | 2,67 | 0,33 |
| 3 | 3,81 | 0,47 | 3,06 | 0,20 |
| 4 | 3,32 | 0,53 | 3,06 | 0,22 |
| 5 | 2,98 | 0,42 | 3,46 | 0,29 |
| 6 | 2,73 | 0,38 | 4,14 | 0,36 |
| 7 | 2,53 | 0,38 | 4,58 | 0,36 |
| 8 | 2,36 | 0,29 | 4,54 | 0,38 |
| 9 | 2,43 | 0,30 | 4,30 | 0,37 |
| 10 | 2,64 | 0,32 | 4,05 | 0,39 |
| 11 | 2,7 | 0,28 | 3,46 | 0,43 |
| 12 | 3,04 | 0,36 | 3,07 | 0,32 |
| 13 | 2,26 | 0,42 | 2,11 | 0,54 |

3.2 Messwerte ohne distalen Centralizer anteroposteriore Ebene

In der Gruppe ohne distalen Centralizer konnten elf zementierte Stiele ausgewertet werden. Die Zementverteilung ähnelte der Gruppe mit distalem Centralizer. Im Unterschied zu der Centralizergruppe zeigten sich jedoch deutlichere Differenzen in den Zementmantelstärken: So wich die Prothesenspitze um 3 mm von der Neutralstellung im Femurmarkraum ab. Die Prothese kam auch hier von antero-proximal nach posterior-distal zum Liegen.

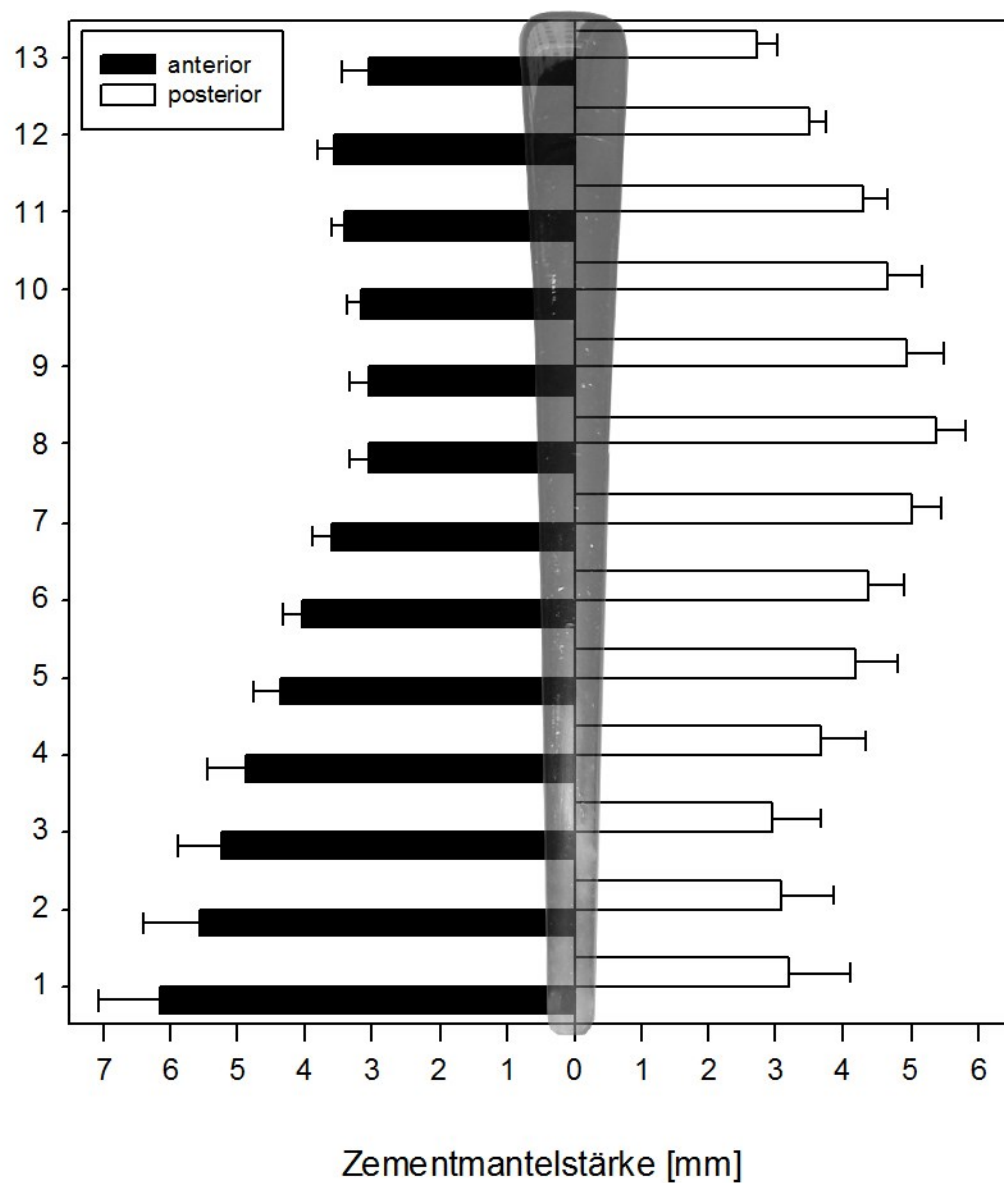


Abbildung 18: Darstellung der Zementmanteldicken [mm] und des \pm SEM in anteroposteriorer Richtung im präparierten Femurmarkraum nach dem Zementierungsvorgang in der Gruppe **ohne** Centralizer. Der Null-Wert zeigt die innere Begrenzung des Zementmantels am Zement-Prothesen-Interface an.

Tabelle 2: Mittelwerte \pm SEM der Zementmanteldicken ohne distalem Centralizer in a.p Richtung

| Schnittebene von distal [cm] | anterior | | posterior | |
|------------------------------------|-----------------|------|-----------------|------|
| | Mittelwert [mm] | SEM | Mittelwert [mm] | SEM |
| 1 | 6,15 | 0,93 | 3,19 | 0,90 |
| 2 | 5,57 | 0,84 | 3,08 | 0,80 |
| 3 | 5,25 | 0,61 | 2,95 | 0,72 |
| 4 | 4,9 | 0,53 | 3,66 | 0,66 |
| 5 | 4,38 | 0,37 | 4,19 | 0,62 |
| 6 | 4,05 | 0,27 | 4,38 | 0,52 |
| 7 | 3,61 | 0,28 | 5,03 | 0,41 |
| 8 | 3,06 | 0,25 | 5,36 | 0,47 |
| 9 | 3,06 | 0,28 | 4,95 | 0,54 |
| 10 | 3,16 | 0,23 | 4,66 | 0,51 |
| 11 | 3,42 | 0,19 | 4,28 | 0,38 |
| 12 | 3,56 | 0,23 | 3,50 | 0,25 |
| 13 | 3,04 | 0,40 | 2,69 | 0,34 |

3.3 Messwerte mit distalem Centralizer seitliche Ebene

Wird die Gruppe mit distalem Centralizer in der seitlichen Ebene betrachtet, so fällt am ehesten die annähernd symmetrische Verteilung des Zementmantels auf. Sowohl im Bereich des lateralen als auch des medialen Zementmantels finden sich nahezu über die gesamte Schaftlänge, vor allem im distalen und proximalen Bereich, Abweichungen des Zementmantels von unter 1 mm. Werden die proximalen Ebenen 11 bis 13 außer Betracht gelassen, so finden sich in allen Bereichen Zementmantelstärken von 2 bis 5 mm.

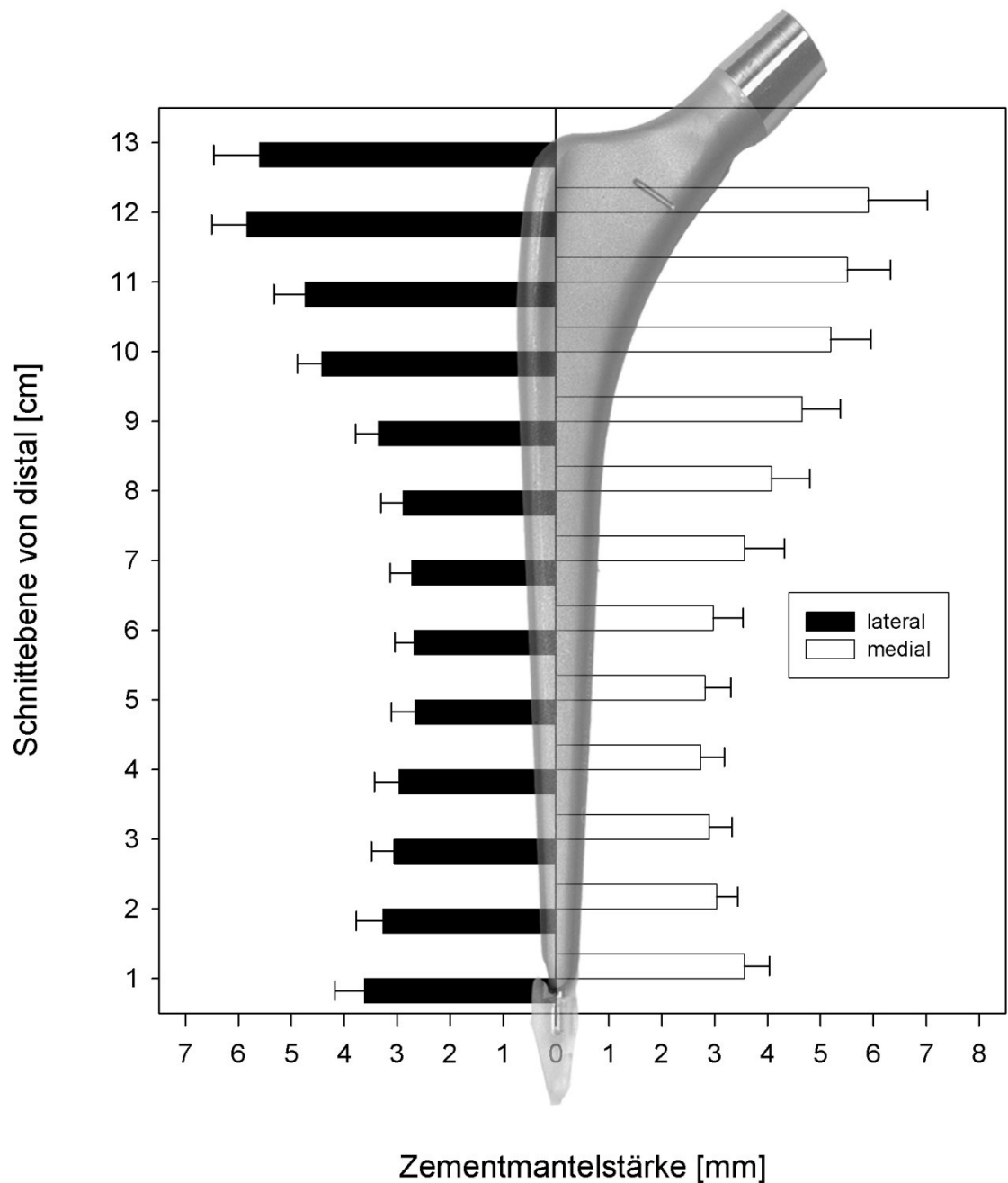


Abbildung 19: Darstellung der Zementmantelstärken [mm] und des \pm SEM in der seitlichen Ebene im präparierten Femurmarkraum nach dem Zementierungsvorgang in der Gruppe **mit** distalem Centralizer. Der Null-Wert zeigt die innere Begrenzung des Zementmantels am Zement-Prothesen-Interface an. Zur besseren Veranschaulichung wurde eine Darstellung eines MS-30 Schaftes in seitlicher Projektion in das Diagramm eingefügt.

Tabelle 3: Mittelwerte \pm SEM der Zementmanteldicken mit distalem Centralizer in seitlicher Richtung

| Schnittebene von distal [cm] | lateral | | medial | |
|------------------------------------|-----------------|------|-----------------|------|
| | Mittelwert [mm] | SEM | Mittelwert [mm] | SEM |
| 1 | 3,62 | 0,56 | 3,56 | 0,47 |
| 2 | 3,26 | 0,51 | 3,04 | 0,40 |
| 3 | 3,05 | 0,43 | 2,90 | 0,43 |
| 4 | 2,96 | 0,47 | 2,74 | 0,45 |
| 5 | 2,65 | 0,45 | 2,82 | 0,49 |
| 6 | 2,68 | 0,36 | 2,97 | 0,57 |
| 7 | 2,73 | 0,41 | 3,56 | 0,75 |
| 8 | 2,89 | 0,41 | 4,07 | 0,73 |
| 9 | 3,35 | 0,43 | 4,65 | 0,73 |
| 10 | 4,43 | 0,46 | 5,19 | 0,77 |
| 11 | 4,74 | 0,59 | 5,51 | 0,82 |
| 12 | 5,84 | 0,67 | 5,90 | 1,12 |
| 13 | 5,6 | 0,87 | | |

3.4 Messwerte ohne distalen Centralizer seitliche Ebene

In der seitlichen Projektion der Gruppe ohne distalen Centralizer wird eine asymmetrische Verteilung der Zementmantelstärke sowohl im distalen als auch im proximalen Anteil deutlich. Die maximale Abweichung von der Neutralposition im Markraum findet sich an der Prothesenspitze und beträgt hier bis zu 2 mm.

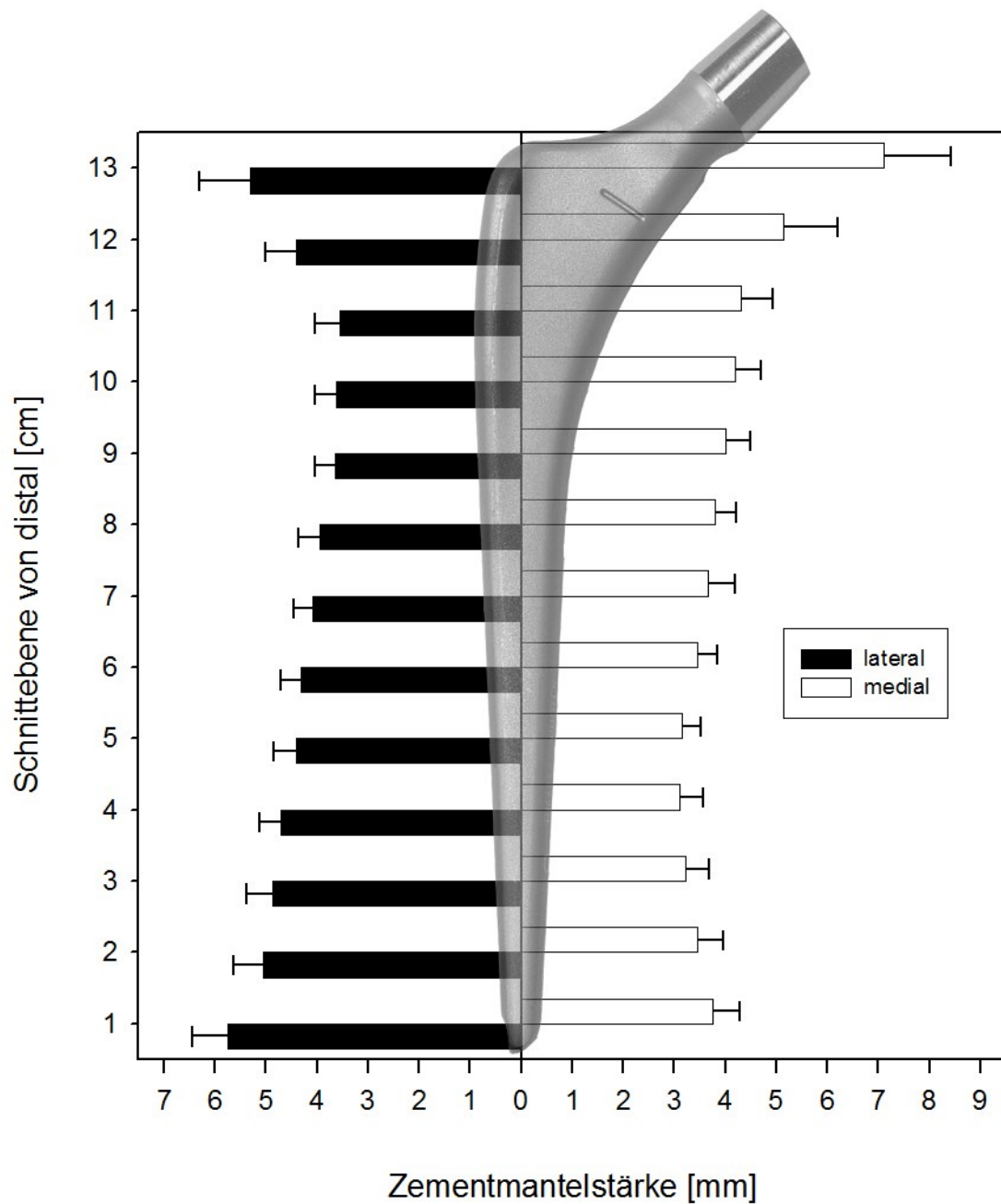


Abbildung 20: Darstellung der Zementmanteldicken [mm] und des \pm SEM in der seitlichen Ebene im präparierten Femurmarkraum nach dem Zementierungsvorgang in der Gruppe **ohne** distalen Centralizer. Der Null-Wert zeigt die innere Begrenzung des Zementmantels am Zement-Prothesen-Interface an.

Tabelle 4: Mittelwerte \pm SEM der Zementmanteldicken ohne distalen Centralizer in seitlicher Richtung

| Schnittebene von distal [cm] | lateral | | medial | |
|------------------------------------|-----------------|------|-----------------|------|
| | Mittelwert [mm] | SEM | Mittelwert [mm] | SEM |
| 1 | 5,75 | 0,69 | 3,75 | 0,53 |
| 2 | 5,06 | 0,59 | 3,46 | 0,50 |
| 3 | 4,88 | 0,51 | 3,23 | 0,45 |
| 4 | 4,71 | 0,41 | 3,11 | 0,46 |
| 5 | 4,41 | 0,45 | 3,16 | 0,36 |
| 6 | 4,32 | 0,39 | 3,45 | 0,39 |
| 7 | 4,08 | 0,37 | 3,66 | 0,52 |
| 8 | 3,95 | 0,42 | 3,79 | 0,42 |
| 9 | 3,64 | 0,40 | 4,02 | 0,48 |
| 10 | 3,62 | 0,43 | 4,19 | 0,51 |
| 11 | 3,56 | 0,47 | 4,32 | 0,61 |
| 12 | 4,42 | 0,58 | 5,14 | 1,06 |
| 13 | 5,30 | 1,00 | 7,10 | 1,33 |

3.5 Prozentuale Abweichung des Femurschaftes von der Neutralposition

Die prozentuale Abweichung der Schaftposition von der Neutralstellung wurde aus den Zementmantelstärken berechnet. Dabei wurde von jedem Schaft in jeder Messebene die theoretische Schaftmitte innerhalb des Femurmarkraums bestimmt und die Differenz bei asymmetrischer Zementverteilung als Abweichung von der Neutralposition in Prozent angegeben. Es wurden die Messebenen 1 bis 4 als distaler, die Messebenen 5 bis 8 als zentraler und die Ebenen 9 bis 13 als proximaler Schaftbereich zusammenfasst und gemittelt.

3.5.1 Anteroposteriore Ebene

Die prozentuale Abweichung des Femurschaftes von der Neutralposition in der anteroposterioren Ebene wird im Diagramm angegeben. Zum direkten Vergleich finden sich in dem Diagramm beide untersuchten Gruppen. Es zeigt sich im distalen Prothesenbereich der größte Unterschied zwischen den beiden Gruppen zugunsten des distalen Centralizers. Die durchschnittliche prozentuale Abweichung in dieser Ebene beträgt für den distalen Centralizer 23 Prozent (\pm SEM: 1,8). Es findet sich eine Differenz hinsichtlich der Abweichung beider Gruppen von 26 Prozent im distalen Bereich. Dieser Unterschied ist als signifikant anzusehen ($p < 0,01$). Im zentralen und proximalen Anteil des Prothesenschaftes sind im Vergleich beider Gruppen keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$) ersichtlich. Zu beachten ist jedoch, dass in dieser Auswertung keine Angabe zur Richtung der Abweichung gemacht werden kann

Prozentuale Abweichung von der Neutralposition (ap)

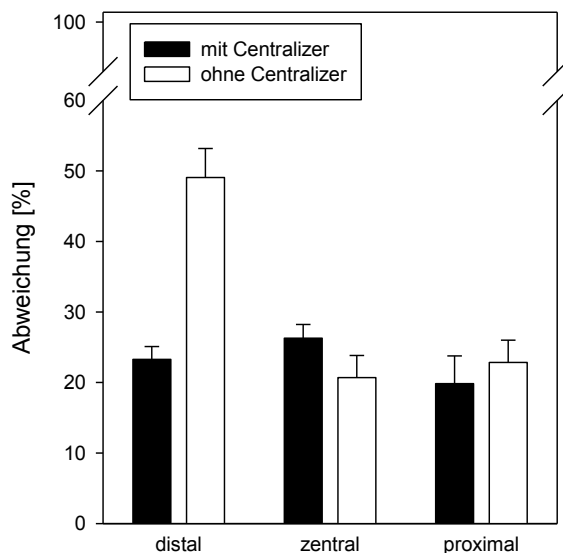


Abbildung 21: Darstellung der prozentualen Abweichung des Prothesenschaftes von der Neutralstellung im Femurmarkraum im Vergleich der Gruppe mit distalem Centralizer und ohne distalen Centralizer in der anteroposterioren Ebene. Der Schaft wurde hierzu in einen distalen, zentralen und proximalen Anteil aufgeteilt.

3.5.2 Seitlichen Ebene

Analog zur anteroposterioren Ebene erfolgt auch der Vergleich des distalen, zentralen und proximalen Schaftbereiches beider Gruppen in der seitlichen Ebene. Hier lassen sich ebenfalls Abweichungen der Prothesenschäfte gegenüber der Neutralstellung darstellen. Der auffälligste Unterschied ist im distalen Bereich zu finden. Die Abweichung beträgt hier 17 Prozent in der Gruppe mit distalem Centralizer und 32 Prozent für die Gruppe ohne distalen Centralizer. Die Differenz zwischen den Gruppen beträgt 15 Prozent und ist als statistisch signifikant anzusehen ($p = 0,004$). Jedoch kann an dieser Stelle ebenso wenig eine Aussage über die Richtung der Abweichung getroffen werden.

Prozentuale Abweichung von der Neutralposition (seitlich)

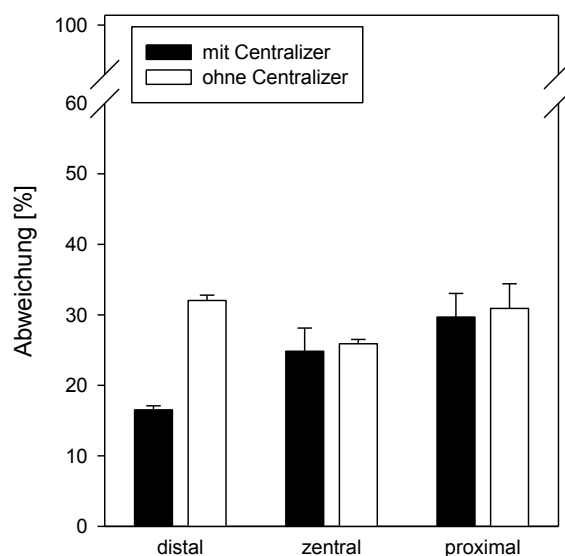


Abbildung 22: Darstellung der prozentualen Abweichung des Prothesenschaftes von der Neutralstellung im Femurmarkraum im Vergleich der Gruppe mit distalem Centralizer und ohne distalen Centralizer in der seitlichen Ebene. Der Schaft wurde hierzu in einen distalen, zentralen und proximalen Anteil aufgeteilt.

4. Diskussion

4.1 Diskussion von Material und Methoden

Die Untersuchungsergebnisse spiegeln eine eindeutige Einflussnahme des distalen Centralizers auf die Position des zementierten Prothesenschaftes wieder.

Trotz standardisierter Untersuchungsmethoden gab es in verschiedenen Messreihen einige Ausreißer in der Auswertung.

Es finden sich leichte Größendifferenzen in den präparierten Markraumböhlen der einzelnen Femora bei Verwendung des gleichen Instrumentariums. Zurückzuführen sind diese auf individuelle Unterschiede der biologischen Präparate hinsichtlich der Qualität der Spongiosa, der unterschiedlichen physiologischen Antekurvationen sowie der manuellen Präparation der Markräume.

Ergänzend wird hinzugefügt, dass keine näheren Informationen zu den Verstorbenen vorlagen. Im Speziellen gab es keine Angaben über Vorerkrankungen und Aktivitätszustand, was auf die biomechanischen Eigenschaften von Knochen Einfluss haben kann. Jedoch wäre durch diesen Zugewinn an Informationen keine entscheidende Änderung der Ergebnisse zu erwarten gewesen.

4.2 Diskussion der Operationstechnik

Ebenfalls einen Einfluss auf die Ergebnisse hat die Operationstechnik. Diese unterlag einem standardisierten Ablauf. Um die individuellen Unterschiede in der Präparations- und Implantationstechnik so gering wie möglich zu halten, wurden diese Schritte von nur einer Person vorgenommen. Jedoch ist auch unter diesen Voraussetzungen bei der manuellen Präparation der Markraumböhlen von einer gewissen Variabilität auszugehen, die vor allem Einfluss auf die Größe der

Markraumhöhle haben kann. Diese Variabilität ist auf die individuellen biologischen Unterschiede der einzelnen Präparate zurückzuführen, auf die sich der Operateur einstellen muss. Desweiteren ist wahrscheinlich eine gewisse Lernkurve des Operators zu verzeichnen.

4.3 Diskussion der Ergebnisse

Ausgangspunkt der Studie war es, die Wirksamkeit des distalen Centralizers bei nicht orthograde Implantation eines zementierten Schaftes in das Femur zu untersuchen.

Distale Centralizer haben das Ziel, einen gleichmäßigen Zementmantel und somit eine möglichst neutrale Stellung des Prothesenschaftes im Femurmarkraum zu gewährleisten [63, 116, 132].

So können Lageanomalien des femoralen Schaftes, besonders Varusfehlstellungen, erhebliche Auswirkungen auf die Standzeiten der Prothesen haben. Jenes wird auf einen erhöhten Stress auf den Zementmantel, auf das Zement-Knochen- und Zement-Prothesen-Interface sowie auf die Prothese selbst zurückgeführt. Die Folgen dieses erhöhten Stresses können Brüche im Zementmantel oder der Prothese an sich sein [56, 64-66, 69].

Ebenfalls von fundamentaler Bedeutung für die Langlebigkeit von zementierten Hüftendoprothesen ist der Zementmantel selbst. Finite Elemente Analysen und nachfolgende klinischen Studien belegten, dass der optimale Zementmantel im proximalen Schaftbereich 2 bis 5 mm und distal mehr als 2 mm messen sollte [63, 65, 68, 69].

Da in der klinischen Praxis nicht immer von einer Neutralstellung der Prothese ausgegangen werden kann, wird in dieser Arbeit ein alltäglich vorkommendes Problem analysiert und diskutiert [64]. Nahezu alle klinischen als auch retrospektiven Studien, welche die Wirksamkeit eines distalen Centralizers auf die Position der Prothese und die Qualität des Zementmantels untersuchen, gehen von einer versuchten Neutralstellung der Prothese im Femurmarkraum

aus [63, 83, 119, 132-134]. In diesem Punkt unterscheiden sich die bisherigen Studien grundlegend von dieser experimentellen Arbeit.

Wird die prozentuale Abweichung des Femurschaftes von der errechneten Neutralposition in der anteroposterioren Ebene verglichen, so stellt sich im distalen Prothesenbereich der größte Unterschied zwischen den beiden Gruppen zugunsten des distalen Centralizers heraus. Die durchschnittliche prozentuale Abweichung in dieser Ebene beträgt für den distalen Centralizer 23 Prozent (\pm SEM: 1,8), für die Gruppe ohne distalen Centralizer 49 Prozent (\pm SEM: 4,1). Es findet sich eine Differenz hinsichtlich der Abweichung beider Gruppen von 26 Prozent im distalen Bereich. Bei einem p-Wert von unter 0,01 lässt sich, im Vergleich beider Gruppen, eine statistisch signifikante Einflussnahme des distalen Centralizers nachweisen. Im zentralen und proximalen Anteil des Prothesenschaftes gibt es im Vergleich beider Gruppen keine signifikanten Unterschiede.

Hinsichtlich der Abweichungsrichtung in der anteroposterioren Ebene erfolgt diese im distalen Prothesenteil in beiden Fällen nach posterior. Im proximalen Bereich verläuft sie nach anterior, was für eine Schräglage der Prothese von anterior-proximal nach posterior-distal spricht (siehe Abbildung 23). Da diese Schräglage in beiden Gruppen auftritt, ist zu konstatieren, dass der distale Centralizer bei Implantation eines zementierten MS-30 Schaftes in der beschriebenen Fehlstellung von 10° keine Neutralstellung in der anteroposterioren Ebene herbeiführen kann. Da die Fehlstellung im Verhältnis zur theoretischen Neutralposition der Prothese in der Gruppe mit distalem Centralizer geringer ausfällt, bleibt jedoch festzuhalten, dass der distale Centralizer einen positiven zentralisierenden Effekt in dieser Ebene ausübt.

In einem Präparat ohne distalen Centralizer kam es zur Ausbildung eines Zementmanteldefektes. Dieser Defekt fällt im anterioren, proximalen Teil der Prothese auf (ebd.). Am ehesten ist dieser Defekt im Zementmantel auf eine Bewegung der Prothese im proximalen Teil in der Sagittalebene zurückzuführen. Ein Erklärungsansatz lautet, dass aufgrund der gewünschten nicht orthograden Implantation der Prothese eine selbständige Ausrichtung des Prothesenschaftes

entlang des präparierten femoralen Kanals an der posterioren Corticalis entsteht und es damit zu einer Verschiebung des proximalen Prothesenteils von anterior nach posterior kommt. Der Zement konnte in diesem Fall nicht mehr den entstandenen Defekt auffüllen. Dieser Effekt ist nur in diesem Präparat hervorgetreten und war nicht reproduzierbar.



Abbildung 23: Zementierter Prothesenschaft ohne distalen Centralizer in der anteroposterioren Ebene; am anterioren, proximalen Anteil der Prothese deutlich zu erkennender Defekt im Zementmantel

Wird die seitliche Ebene betrachtet, so stellt sich eine Differenz der prozentualen Abweichung des Prothesenschaftes innerhalb beider Gruppen im distalen Bereich von 15 Prozent dar. Die Gesamtabweichungen von der errechneten Neutralposition der Prothese betragen in der Gruppe mit distalem Centralizer 17 Prozent und in der Gruppe ohne distalen Centralizer 32 Prozent. Auch hier ist der Unterschied als signifikant anzusehen ($p=0,004$). Analog zu der anteroposterioren Ebene ist innerhalb beider Gruppen sowohl im zentralen als auch im proximalen Anteil kein signifikanter Unterschied in den prozentualen Abweichungen der Prothesenschäfte gegenüber der Neutralposition ersichtlich.

Die Richtung der Abweichung des Schaftes von der theoretischen Neutralstellung im Femurmarkraum in der seitlichen Ebene verläuft im distalen Prothesenteil nach medial und im proximalen Teil nach lateral (siehe Abbildung 24). Während in der Gruppe mit distalem Centralizer nahezu eine Neutralstellung

mit valgischer Tendenz zu verzeichnen ist, so wird in der Gruppe ohne distalen Centralizer eine deutlichere Valgusstellung registriert.



Abbildung 24: Zementierter MS-30 Kunststoffschaff ohne distalen Centralizer. Hier ist deutlich die dezentrale Lage der Prothesenspitze mit Abweichung zur medialen Corticalis zu erkennen.

Resümierend lässt sich eine signifikante Einflussnahme des distalen Centralizers auf den distalen Bereich der Prothese sowohl in der seitlichen als auch in der anteroposterioren Ebene nachweisen. Sowohl im zentralen als auch im proximalen Prothesenbereich dominieren keine relevanten Gruppenunterschiede in der prozentualen Abweichung, sodass hier zu postulieren ist, dass der distale Centralizer keine entscheidende Wirkung auf diese Teile der Prothese hat.

Der direkte Vergleich mit der Literatur gestaltet sich problematisch, da in dieser Arbeit nicht von einer Neutralstellung der Prothese ausgegangen wird und weiterhin in den vorhandenen Literatursammlungen keine analogen Arbeiten vorlagen. Somit können lediglich Vergleiche mit Studien herangezogen werden, in denen versucht wurde, den Stiel in einer möglichst neutralen Stellung zu implantieren.

Werden diese Unterschiede berücksichtigt, dann stimmen die gewonnen Daten mit den Ergebnissen von Berger überein [56]. Er verglich in einer retrospektiven

Studie 60 Patienten nach Implantation einer Totalendoprothese, wobei 29 Schäfte mit einem distalen Centralizer und 31 ohne distales Zentrierungselement implantiert wurden. In der Gruppe mit distalem Centralizer wurden drei Prozent varische Schaftimplantationen beobachtet, wobei kein Varuswinkel von über 3° registriert wurde. Im Vergleich zur Gruppe ohne Centralizer lag die Rate bei zehn Prozent, wobei teilweise Varuswinkel von bis zu 6° gemessen wurden. Die positiven Auswirkungen des distalen Centralizers wurden sowohl in der anteroposterioren Ebene als auch in der lateralen Ebene beobachtet. Varische Fehlstellungen, wie Berger sie beschrieb, existierten in dieser Studie nicht.

Breusch stellte in einer Kadaverstudie mit 48 humanen Femora ebenso den positiven Effekt eines distalen Centralizers auf den distalen Bereich der Prothese dar, während auch hier der Centralizer im proximalen Prothesenbereich keine entscheidende Wirkung zeigte [120].

Egund publizierte die erste klinische Anwendungsbeobachtung, in der eine Prothese gleichen Typs (Scan Hip©) mit und ohne distale Zentralisierung implantiert wurde. Hier stellte sich ebenfalls heraus, dass es mit einem distalen Centralizer möglich ist, die Prothesenspitze annähernd mittig im Femurmarkraum zu platzieren [135].

Aus vielen klinischen Studien ist erkennbar, dass eine möglichst neutrale Platzierung der Prothese sowie ein gleichmäßig und ausreichend starker Zementmantel im distalen Bereich von immenser Bedeutung sind. Schon 1975 zeigten Nachuntersuchungen von Weber und Charnley an 6649 Patienten mit einer zementierten Hüftprothese, dass 98 von 99 registrierten Zementfrakturen im distalen Prothesenbereich auftraten [136].

Weiterhin beziehen sich die positiven Effekte eines distalen Centralizers in vorher aufgeführten Studien auf klassische Geradschäfte. Demnach ist die Wirksamkeit eines distalen Centralizers bei anatomisch geformten Modellen nicht hinreichend belegt.

So zeigte Bell in einer Studie, in der 37 ABG II Schäfte mit einem distalen Centralizer mit 37 ABG II Schäften ohne distales Zentrierungselement verglichen wurden, dass der distale Centralizer im Bereich von 3° zur Abweichung von der Neutralposition keinen entscheidenden Einfluss auf die Schaftposition hat. Dies

ist nach Ansicht des Autors auf das anatomische Design des ABG II Schaftes zurückzuführen [119].

Neben der Ineffektivität eines distalen Centralizers bei bestimmten Prothesentypen werden auch negative Auswirkungen auf das Zementierungsergebnis beschrieben. Kawate untersuchte 57 zementierte Hüften, bei denen ein triangulärer distaler Centralizer in Verbindung mit einem Natural Hip Schaft (Sulzer Medica, Winterthur, Schweiz) verwendet wurde. Im Resümee warnt er vor dem Risiko, einen zu dünnen Zementmantel ($< 1\text{ mm}$) bei Verwendung dieses Centralizers zu produzieren [137]. Weitere unerwünschte Effekte beschrieb Goldberg. In einer Nachuntersuchung von 100 zementierten Hüften mit distalem und proximalem Centralizer (Precision Hip System, Howmedica Inc, Rutherford, NJ) registrierte er mindestens sechs Brüche des distalen Centralizers. Als Ursachen werden zweimal ein Impingement mit dem Markraumstopper und viermal eine Abstützung an der Markraumhöhle während der Implantation vermutet [63].

Derartige negative Auswirkungen eines distalen Centralizers wurden in dieser Studie nicht beobachtet. Die minimalsten Zementmantelstärken in der Gruppe mit distalem Centralizer betrugen 2 bis 3 mm. Daneben konnten keine Frakturen des distalen Centralizers registriert werden. Centralizerbrüche in Verbindung mit dem MS-30 Schaft werden außerdem in anderen klinischen Studien ebenfalls nicht beschrieben [83, 84]. Somit bleibt festzuhalten, dass der distale Centralizer des MS-30 Schaftes eine deutlich geringere Tendenz zur Frakturbildung im Vergleich zur Studie von Goldberg aufweist. Eine mögliche Erklärung ist, dass ein anderes Prothesenmodell verwendet wurde und der ebenfalls trianguläre Centralizer ein anderes Design besitzt. Desweiteren verwendete Goldberg einen distalen und einen proximalen Centralizer. Es wäre in dem Fall zu untersuchen, ob in einer Vergleichsgruppe, in der lediglich ein distaler Centralizer verwendet wird, weniger Brüche zu verzeichnen sind.

Werden die Zementmantelstärken in beiden untersuchten Gruppen analysiert, so fällt ein dünner Zementmantel im antero-proximalen Teil der Prothese auf (siehe Abbildungen 17 und 18). Der Zementmantel weist nach anterior in der Gruppe mit distalem Centralizer Stärken von 2,4 bis 3,0 mm und in der Gruppe ohne

distalen Centralizer Stärken von 3,0 bis 3,6 mm auf. Laut gängiger Ansicht in der Literatur werden Zementmantelstärken unter 2 mm als zu dünn erachtet, sodass die hier vorliegenden Werte nicht als Defizite im Zementmantel gewertet werden [84, 120]. Die Unterschiede in den beiden Gruppen sind zwar nicht als statistisch signifikant zu bezeichnen ($p > 0,05$), jedoch ist die Tendenz erkennbar, dass der distale Centralizer in diesem Bereich einen dünneren Zementmantel produziert. Den gleichen Effekt hat Clauss bei der Nachuntersuchung von 333 zementierten MS-30 Stielen beschrieben. Hier fanden sich in nahezu zwei Drittel der Fälle dünne sowie teilweise zu dünne Zementmäntel in der Gruen Zone 8, was im Falle dieser Arbeit dem anterioren proximalen Prothesenteil entspricht.

In den Untersuchungen von Clauss haben sich jedoch keine radiologisch nachweisbaren Osteolysen gezeigt, die Hinweise auf eine aseptische Lockerung geben könnten. So lag die 10-Jahres-Überlebensrate für aseptische Lockerungen in seiner Studie bei 99 Prozent [84].

Auch bei Breusch stellten sich die Ausdünnungen des Zementmantels in dieser Zone dar. Er verglich in seiner Arbeit Geradschäfte und anatomisch geformte Schäfte und bezifferte das Risiko, einen dünnen Zementmantel in dieser Zone zu produzieren, für Geradschäfte mit über 90 Prozent [120].

Bisher konnten in den vorliegenden Studien keine Hinweise für aseptische Lockerungen aufgrund des ausgedünnten Zementmantels in der oben beschriebenen Zone festgestellt werden [83, 84]. Die Nachbeobachtungszeiträume lagen bei bis zu elf Jahren. Ob dieser Effekt eine klinische Relevanz hinsichtlich einer Prothesenlockerung besitzt, ist in weiterführenden Studien mit längeren Nachbeobachtungszeiträumen zu klären.

5. Schlussfolgerung

Die vorliegende Studie untersucht die Auswirkung eines distalen Centralizers auf das Zementierungsergebnis bei nicht orthograder Implantation von Replikaten eines MS-30 Schaftes.

Dabei konnte eine signifikante Einflussnahme des distalen Centralizers auf die präzise Implantatposition im Markraum nachgewiesen werden. Er beeinflusst das Zementierungsergebnis, indem er nachweislich den distalen Teil der Prothese in der seitlichen als auch in der anteroposterioren Ebene im Vergleich zur Kontrollgruppe ohne distalen Centralizer annähernd mittig im Femurmarkraum platziert.

Somit kann durch Verwendung eines distalen Centralizers bei nicht orthograde Implantation eines zementierten geraden Femurschaftes ein, den heutigen Anforderungen entsprechender, Prothesensitz erreicht werden.

Dies bietet dem Operateur die Möglichkeit, auch bei unübersichtlichen intraoperativen Verhältnissen ein gutes und reproduzierbares Ergebnis hinsichtlich der eingebrachten Schaftposition erzielen zu können.

Die Ergebnisse dieser Studie beziehen sich auf das Modell eines MS-30 Stieles mit dem dazugehörigen Centralizer. Die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf andere zementierte Geradschäfte liegt nahe.

In letzter Konsequenz wären jedoch Studien zu den einzelnen Modellen notwendig.

6. Literaturverzeichnis:

1. Ehmer, J., Bevölkerungsgeschichte und Historische Demographie 1800-2000 2004.

2. Wessinghage, D., Themistocles Gluck, 100 Jahre Gelenkersatz. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1991. 129: p. 383–8.
3. Gluck, T., Autoplastik-Transplantation-Implantation von Fremdkörpern. Berl. Klein. Wschr., 1890. 19: p. 421–7.
4. Winter, E., Entwicklung und aktueller Stand der Hüftendoprothetik, in Medizintechnik Life Science Engineering. 2009.
5. Smith-Petersen, M.N., Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. J Bone Joint Surg Am, 1948. 30B(1): p. 59-75.
6. Mahalingam, K. and D. Reidy, Smith-Petersen vitallium mould arthroplasty: a 45-year follow-up. J Bone Joint Surg Br, 1996. 78(3): p. 496-7.
7. Blauth W, D.K., Zur Geschichte der Arthroplastik. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1979. 117: p. 997–1006.
8. Duff-Barclay, I., J.T. Scales, and J.N. Wilson, Biomechanics. The development of the Stanmore total hip replacement. Proc R Soc Med, 1966. 59(10): p. 948-51.
9. Wiles, P., The surgery of the osteo-arthritic hip. British Journal of Surgery, 1958. 45(193): p. 488-497.
10. Judet, J. and Judet R., The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. J Bone Joint Surg Br, 1950. 32-B(2): p. 166-73.
11. Ruckelshausen, M.C., Die Verwendung von Poly-Methyl-Metha-Acrylat in der Medizin – Ein historischer Überblick. Willert, H.-G.: Knochenzement – Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie., 1987. Bd. 31.
12. Haboush, E.J., A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic, and other considerations. Bull Hosp Joint Dis, 1953. 14(2): p. 242-77.
13. Charnley, J., Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. J Bone Joint Surg Br, 1960. 42-B: p. 28-30.
14. Charnley, J., The Bonding of Prostheses to Bone by Cement. J Bone Joint Surg Br, 1964. 46: p. 518-29.
15. Charnley, J., F.M. Follacci, and B.T. Hammond, The long-term reaction of bone to self-curing acrylic cement. J Bone Joint Surg Br, 1968. 50(4): p. 822-9.
16. Nilsen, A.R. and M. Wiig, Total hip arthroplasty with Boneloc: loosening in 102/157 cases after 0.5-3 years. Acta Orthop Scand, 1996. 67(1): p. 57-9.
17. Willert, H.G., G.H. Buchhorn, and T. Hess, The significance of wear and material fatigue in loosening of hip prostheses. Orthopade, 1989. 18(5): p. 350-69.
18. Wagner, H., Surface replacement arthroplasty of the hip. Clin Orthop Relat Res, 1978. 134: p. 102-30.
19. Hullinger, L., Untersuchungen über die Wirkung von Kunstharzen („Palacos“ und „Ostamer“) in Gewebekulturen. Arch Or thop Unfallchir, 1962. 54: p. 504-12.

20. Hoppe, W., Tierexperimentelle Untersuchungen über Gewebsreaktionen auf Injektionen von autopolymerisierendem Kunststoff. Dtsch ZahnärztlZ, 1956. 11: p. 837-47.
21. Schnettler, C.H.R., Bioresorbierbare Knochenklebstoffe. Unfallchirurg, 2005. 108: p. 348–55.
22. Franck A., K.B., Kunststoff-Kompendium. Vogel Bucherverlag, 1990
23. Williams, D.F., Materials for ophthalmology. Materials science and technology. Vol. 14 Medical and dental materials, 1992. p. 415-29.
24. Ulbricht, J., Grundlagen der Synthese von Polymeren, 1978.
25. Jager, M. and B.R. Balda, Loosening of a total hip prosthesis at contact allergy due to benzoyl peroxide. Arch Orthop Trauma Surg, 1979. 94(3): p. 175-8.
26. Ege, W., Kunststoffe und Elastomere in der Medizin. Knochenzement, 1993. p. 112–21.
27. Bannister, G.C. and A.W. Miles, The influence of cementing technique and blood on the strength of the bone-cement interface. Eng Med, 1988. 17(3): p. 131-3.
28. Krause, W.R., W. Krug, and J. Miller, Strength of the cement-bone interface. Clin Orthop Relat Res, 1982(163): p. 290-9.
29. Ungethuem, S., et al., Effect of femoral cementing technique on results. Comparison between retrograde technique and vacuum application. Orthopade, 2005. 34(7): p. 690-7.
30. Harris, W.H. and J.P. Davies, Modern use of modern cement for total hip replacement. Orthop Clin North Am, 1988. 19(3): p. 581-9.
31. Russotti, G.M., M.B. Coventry, and R.N. Stauffer, Cemented total hip arthroplasty with contemporary techniques. A five-year minimum follow-up study. Clin Orthop Relat Res, 1988(235): p. 141-7.
32. Mulroy, R.D., Jr. and W.H. Harris, The effect of improved cementing techniques on component loosening in total hip replacement. An 11-year radiographic review. J Bone Joint Surg Br, 1990. 72(5): p. 757-60.
33. Malchau, H., et al., The Swedish Total Hip Replacement Register. J Bone Joint Surg Am, 2002. 84-A Suppl 2: p. 2-20.
34. Breusch, S.J., et al., Effects of the cementing technique on cementing results concerning the coxal end of the femur. Orthopade, 2000. 29(3): p. 260-70.
35. Kirschner, P., Hip endoprosthesis. Chirurg, 2005. 76(1): p. 95-103.
36. Schulte, K.R., et al., The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty-year follow-up. The results of one surgeon. J Bone Joint Surg Am, 1993. 75(7): p. 961-75.
37. Beckenbaugh, R.D. and D.M. Ilstrup, Total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am, 1978. 60(3): p. 306-13.

38. Barrack, R.L., R.D. Mulroy, Jr., and W.H. Harris, Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty. A 12-year radiographic review. *J Bone Joint Surg Br*, 1992. 74(3): p. 385-9.
39. Bourne, R.B., et al., The Harris Design-2 total hip replacement fixed with so-called second-generation cementing techniques. A ten to fifteen-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am*, 1998. 80(12): p. 1775-80.
40. Madey, S.M., et al., Charnley total hip arthroplasty with use of improved techniques of cementing. The results after a minimum of fifteen years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am*, 1997. 79(1): p. 53-64.
41. Smith, S.W., D.M. Estok, 2nd, and W.H. Harris, Total hip arthroplasty with use of second-generation cementing techniques. An eighteen-year-average follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*, 1998. 80(11): p. 1632-40.
42. Rasquinha, V.J., et al., Fifteen-year survivorship of a collarless, cemented, normalized femoral stem in primary hybrid total hip arthroplasty with a modified third-generation cement technique. *J Arthroplasty*, 2003. 18(7 Suppl 1): p. 86-94.
43. Özkir, S., Wann wird zementiert? . *Trauma Berufskrankh* 2007. 9(3): p. 351-58
44. Malchau, H. Prognosis of total hip replacement: surgical and cementing technique in THR: a revision-risk study of 134,056 primary operations. in *Proceedings of the 63rd Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 1996. Atlanta.
45. Malchau, H., Prognosis of total hip replacement in Sweden: Revision and re-revision rate in THR., in *65th Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 1998: New Orleans.
46. Becker, C.R., et al., The influence of jet-lavage systems on in vitro cement penetration. *Orthopade*, 2006. 35(5): p. 558-65.
47. Halawa, M., et al., The shear strength of trabecular bone from the femur, and some factors affecting the shear strength of the cement-bone interface. *Arch Orthop Trauma Surg*, 1978. 92(1): p. 19-30.
48. Maistrelli, G.L., et al., Cement penetration with pulsed lavage versus syringe irrigation in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1995(312): p. 261-5.
49. Draenert, K., Modern cementing techniques. An experimental study of vacuum insertion of bone cement. *Acta Orthop Belg*, 1989. 55(3): p. 273-93.
50. Horas, U., et al., Vacuum mixing systems for bone cement completion - comparison of different systems. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 2002. 140(6): p. 603-10.
51. Heisel, C., et al., Cement delivery depends on cement gun performance and cement viscosity. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 2003. 141(1): p. 99-104.
52. Reading, A.D., et al., A comparison of 2 modern femoral cementing techniques: analysis by cement-bone interface pressure measurements, computerized image analysis, and static mechanical testing. *J Arthroplasty*, 2000. 15(4): p. 479-87.

53. Heisel, C., et al., Stability and occlusion of six different femoral cement restrictors. *Orthopade*, 2003. 32(6): p. 541-7.
54. Weller, S. and M. Hansis, Spongiosa plug for closing the medullary cavity. A technical variation in the implanting of total hip prosthesis. *Aktuelle Traumatol*, 1983. 13(6): p. 256-8.
55. Kienast, B., Klinische Erfahrungen mit einem resorbierbaren Markraumsperrerr in der Hüftendoprothetik. *Unfallchirurgie*, 1998. 24(3): p. 133-38.
56. Berger, R.A., et al., Effect of a centralizing device on cement mantle deficiencies and initial prosthetic alignment in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*, 1997. 12(4): p. 434-43.
57. Jansson, V., Hüftendoprothetik. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*, 2007. 2: p. 333-52.
58. Jansson, V., The cement-canal prosthesis. A new cementation technique studied in cadaver femora. *Acta Orthop Scand*, 1994. 65(2): p. 221-4.
59. Jansson, V., et al., Initial stability of an implanted cement-canal prosthesis. Results in experimental studies on human cadaver femurs. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 1993. 131(4): p. 377-81.
60. Breusch, S.J., et al., Anchoring principles in hip endoprotheses. I: Prosthesis stem. *Unfallchirurg*, 2000. 103(11): p. 918-31.
61. Herberts, P. and H. Malchau, Long-term registration has improved the quality of hip replacement: a review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases. *Acta Orthop Scand*, 2000. 71(2): p. 111-21.
62. Mulroy, W.F., D.M. Estok, and W.H. Harris, Total hip arthroplasty with use of so-called second-generation cementing techniques. A fifteen-year-average follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*, 1995. 77(12): p. 1845-52.
63. Goldberg, B.A., et al., Proximal and distal femoral centralizers in modern cemented hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1998(349): p. 163-73.
64. Callaghan, J.J., et al., Results of revision for mechanical failure after cemented total hip replacement, 1979 to 1982. A two to five-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am*, 1985. 67(7): p. 1074-85.
65. Ebraamzadeh, E., et al., The cement mantle in total hip arthroplasty. Analysis of long-term radiographic results. *J Bone Joint Surg Am*, 1994. 76(1): p. 77-87.
66. Sarmiento, A., et al., Factors contributing to lysis of the femoral neck in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1979(145): p. 208-12.
67. Soballe, K. and F. Christensen, Calcar resorption after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*, 1988. 3(2): p. 103-7.
68. Huiskes, R., Some fundamental aspects of human joint replacement. Analyses of stresses and heat conduction in bone-prosthesis structures. *Acta Orthop Scand Suppl*, 1980. 185: p. 1-208.

69. Jansson, V. and H.J. Refior, Mechanical failure of the femoral component in cemented total hip replacement-a finite element evaluation. *Arch Orthop Trauma Surg*, 1993. 113(1): p. 23-7.
70. Roques, A., et al., Quantitative measurement of the stresses induced during polymerisation of bone cement. *Biomaterials*, 2004. 25(18): p. 4415-24.
71. Haas, S.S., G.M. Brauer, and G. Dickson, A characterization of polymethylmethacrylate bone cement. *J Bone Joint Surg Am*, 1975. 57(3): p. 380-91.
72. Bader, R., et al., A novel test method for evaluation of the abrasive wear behaviour of total hip stems at the interface between implant surface and bone cement. *Proc Inst Mech Eng H*, 2004. 218(4): p. 223-30.
73. Ling, R.S., et al., The long-term results of the original Exeter polished cemented femoral component: a follow-up report. *J Arthroplasty*, 2009. 24(4): p. 511-7.
74. Berli, B., R. Elke, and E. Morscher, The cemented MS-30 stem in total hip replacement, matte versus polished surface: minimum of five years of clinical and radiographic results of a prospective study., in *Stainless Steels for Medical and Surgical Applications*, N.M. Winters GL, Editor. 2003, ASTM STP.
75. Berger, R.A., et al., Long-term followup of the Miller-Galante total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res*, 2001(388): p. 58-67.
76. Kruckhans, A.R. and H.O. Dustmann, Indications, methods, and results of cemented, hybrid, and cement-free implantation of THR. *Surg Technol Int*, 2004. 12: p. 253-7.
77. Merx, H., et al., International variation in hip replacement rates. *Ann Rheum Dis*, 2003. 62(3): p. 222-6.
78. Gallo, J., et al., Particle disease. A comprehensive theory of periprosthetic osteolysis: a review. *Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub*, 2002. 146(2): p. 21-8.
79. Zucker, C. and M. Michel, Sozioökonomische Aspekte der Hüft-Revisionsendoprothetik im Zeitalter der DRGs, in *Revisionsendoprothetik der Hüftpfanne*. 2008, Springer: Berlin Heidelberg. p. 256.
80. Statistisches Bundesamt. Available from: <http://www.destatis.de/jetspeed/portal/cms/>.
81. Berry, D.J., et al., Twenty-five-year survivorship of two thousand consecutive primary Charnley total hip replacements: factors affecting survivorship of acetabular and femoral components. *J Bone Joint Surg Am*, 2002. 84-A(2): p. 171-7.
82. Kißlinger, Überlegungen zum Einsatz der Überlebens-Analyse in der Medizin, dargestellt an Langzeitergebnissen von 544 vollzementierten Müller-Bogenschaft-Hüftendoprothesen. *Akt Rheumatol*, 1995. 20: p. 239-245.
83. Berli, B.J., D. Schafer, and E.W. Morscher, Ten-year survival of the MS-30 matt-surfaced cemented stem. *J Bone Joint Surg Br*, 2005. 87(7): p. 928-33.

84. Clauss, M., et al., The cemented MS-30 stem. A multi-surgeon series of 333 consecutive cases. *Orthopade*, 2006. 35(7): p. 776-83.
85. Morscher, E.W., et al., Outcomes of the MS-30 cemented femoral stem. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 2005. 72(3): p. 153-9.
86. Mumme, T., et al., Surface pretreatment of endoprostheses by silica/silane to optimise the hydrolytic stability between bone cement and metal. Total hip and knee arthroplasty. *Orthopade*, 2008. 37(3): p. 240-50.
87. Duffy, G.P., et al., Primary uncemented total hip arthroplasty in patients <40 years old: 10- to 14-year results using first-generation proximally porous-coated implants. *J Arthroplasty*, 2001. 16(8 Suppl 1): p. 140-4.
88. Greenfield, E.M., et al., Does endotoxin contribute to aseptic loosening of orthopedic implants? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2005. 72(1): p. 179-85.
89. Hansen, T., et al., Cathepsin K in aseptic hip prosthesis loosening: expression in osteoclasts without polyethylene wear particles. *J Rheumatol*, 2001. 28(7): p. 1615-9.
90. Wang, M.L., P.F. Sharkey, and R.S. Tuan, Particle bioreactivity and wear-mediated osteolysis. *J Arthroplasty*, 2004. 19(8): p. 1028-38.
91. Otto, M., et al., Wear particles: key to aseptic prosthetic loosening?. *Pathologe*, 2006. 27(6): p. 447-60.
92. O'Neill, D.A. and W.H. Harris, Failed total hip replacement: assessment by plain radiographs, arthrograms, and aspiration of the hip joint. *J Bone Joint Surg Am*, 1984. 66(4): p. 540-6.
93. Gelman, M.I., et al., Radiography, radionuclide imaging, and arthrography in the evaluation of total hip and knee replacement. *Radiology*, 1978. 128(3): p. 677-82.
94. Knahr, K., et al., Value of scintigraphy in aseptic loosening of cemented and cement-free hip endoprostheses. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 1987. 125(4): p. 413-7.
95. Bertz, S., J. Kriegsmann, and A. Eckardt, Correlation of quantitative histopathological morphology and quantitative radiological analysis during aseptic loosening of hip endoprostheses. *J Appl Biomat Biomech*, 2006. 4.
96. Baumann, B., et al., Versagensursachen primärer Implantationen, in *Wechselendoprothetik*. 2008, Springer: Berlin Heidelberg. p. 12.
97. Rubash, H.E., et al., Pathogenesis of bone loss after total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am*, 1998. 29(2): p. 173-86.
98. Morawietz, L., et al., Proposal for the classification of the periprosthetic membrane from loosened hip and knee endoprostheses. *Pathologe*, 2004. 25(5): p. 375-84.

99. Mittelmeier, H. and L. Singer, Anatomical and histological studies on arthroplasty with plexiglass endoprosthesis; possibilities and limitations of reformation of joints. *Arch Orthop Unfallchir*, 1956. 48(5): p. 519-60.
100. Willert, H.G. and M. Semlitsch, Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses. *J Biomed Mater Res*, 1977. 11(2): p. 157-64.
101. Elke, R., Particle disease. Is tribology a topic in revision surgery? *Orthopade*, 2001. 30(5): p. 258-65.
102. Goldring, S.R., et al., The synovial-like membrane at the bone-cement interface in loose total hip replacements and its proposed role in bone lysis. *J Bone Joint Surg Am*, 1983. 65(5): p. 575-84.
103. Moojen, D.J., et al., Identification of orthopaedic infections using broad-range polymerase chain reaction and reverse line blot hybridization. *J Bone Joint Surg Am*, 2007. 89(6): p. 1298-305.
104. Joyce, T., The wear of two orthopaedic biopolymers against each other. *J Appl Biomat Biomech*, 2005. 3: p. 141-46.
105. Jasty, M., et al., Etiology of osteolysis around porous-coated cementless total hip arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res*, 1994(308): p. 111-26.
106. Harris, W.H., Aseptic loosening in total hip arthroplasty secondary to osteolysis induced by wear debris from titanium-alloy modular femoral heads. *J Bone Joint Surg Am*, 1991. 73(3): p. 470-2.
107. Jasty, M., et al., Wear of polyethylene acetabular components in total hip arthroplasty. An analysis of one hundred and twenty-eight components retrieved at autopsy or revision operations. *J Bone Joint Surg Am*, 1997. 79(3): p. 349-58.
108. Willert, H.G., H. Bertram, and G.H. Buchhorn, Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles. *Clin Orthop Relat Res*, 1990(258): p. 95-107.
109. Schmalzried, T.P., M. Jasty, and W.H. Harris, Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *J Bone Joint Surg Am*, 1992. 74(6): p. 849-63.
110. Willmann, G., The evolution of ceramics in total hip replacement. *Hip Int*, 2000. 10: p. 193-203.
111. Mittelmeier, H., Hip joint replacement in young patients. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 1984. 122(1): p. 20-6.
112. Saha, S. and S. Pal, Mechanical properties of bone cement: a review. *J Biomed Mater Res*, 1984. 18(4): p. 435-62.
113. Carlsson, A.S., C.F. Gentz, and L. Linder, Localized bone resorption in the femur in mechanical failure of cemented total hip arthroplasties. *Acta Orthop Scand*, 1983. 54(3): p. 396-402.
114. Pazzaglia, U.E., Pathology of the bone-cement interface in loosening of total hip replacement. *Arch Orthop Trauma Surg*, 1990. 109(2): p. 83-8.

115. Sih, G.C., G.M. Connelly, and A.T. Berman, The effect of thickness and pressure on the curing of PMMA bone cement for the total hip joint replacement. *J Biomech*, 1980. 13(4): p. 347-52.
116. Noble, P.C., et al., Pressurization and centralization enhance the quality and reproducibility of cement mantles. *Clin Orthop Relat Res*, 1998(355): p. 77-89.
117. Fornasier, V.L. and H.U. Cameron, The femoral stem/cement interface in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*, 1976(116): p. 248-52.
118. Estok, D.M., 2nd, T.E. Orr, and W.H. Harris, Factors affecting cement strains near the tip of a cemented femoral component. *J Arthroplasty*, 1997. 12(1): p. 40-8.
119. Bell, C.A., et al., Effect of a distal centralizer on the positioning of an anatomical stem. *Acta Orthop Belg*, 2009. 75(1): p. 41-4.
120. Breusch, S.J., et al., Dependency of cement mantle thickness on femoral stem design and centralizer. *J Arthroplasty*, 2001. 16(5): p. 648-57.
121. Yim, S.J., M.Y. Kim, and Y.S. Suh, Impaction allograft with cement for the revision of the femoral component. A minimum 39-month follow-up study with the use of the Exeter stem in Asian hips. *Int Orthop*, 2007. 31(3): p. 297-302.
122. E. Morscher, L.S., A. Mummenthaler und W. Frick, *Endoprothetik*. 1995, Heidelberg: Springer-Verlag.
123. Crowninshield, R.D., et al., The effect of femoral stem cross-sectional geometry on cement stresses in total hip reconstruction. *Clin Orthop Relat Res*, 1980(146): p. 71-77.
124. Berger, R.A., et al., Preventing distal voids during cementation of the femoral component in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*, 1993. 8(3): p. 323-9.
125. Kock, H.J., et al., In vitro studies on various PMMA bone cements: a first comparison of new materials for arthroplasty. *Z Orthop Unfall*, 2008. 146(1): p. 108-13.
126. Kreutzer, J., et al., Cemented total hip arthroplasty in Germany-an update. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 2005. 143(1): p. 48-55.
127. Heraeus.medical. Available from: <http://heraeus-medical.com>.
128. Breusch, S.J. and K.D. Kuhn, Bone cements based on polymethylmethacrylate. *Orthopade*, 2003. 32(1): p. 41-50.
129. Labitzke, R. and M. Paulus, Intraoperative measuring of temperature in the surgery of hip during the polymerisation of the bone cement palacos (author's transl)]. *Arch Orthop Unfallchir*, 1974. 79(4): p. 341-6.
130. Gruen, T.A., G.M. McNeice, and H.C. Amstutz, "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res*, 1979(141): p. 17-27.

131. Johnston, R.C., et al., Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement. A standard system of terminology for reporting results. J Bone Joint Surg Am, 1990. 72(2): p. 161-8.
132. Hanson, P.B. and R.H. Walker, Total hip arthroplasty cemented femoral component distal stem centralizer. Effect on stem centralization and cement mantle. J Arthroplasty, 1995. 10(5): p. 683-8.
133. Valdivia, G.G., et al., The John Charnley Award: Three-dimensional analysis of the cement mantle in total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res, 2001(393): p. 38-51.
134. Smith, S.G., J.M. Kabo, and D.J. Kilgus, Effects of distal femoral centralizers on bone-cement in total hip arthroplasty. An experimental analysis of cement-centralizer bonding, cement void formation, and crack propagation. J Arthroplasty, 1996. 11(6): p. 687-92.
135. Egund, N., L. Lidgren, and R. Onnerfalt, Improved positioning of the femoral stem with a centralizing device. Acta Orthop Scand, 1990. 61(3): p. 236-9.
136. Weber, F.A. and J. Charnley, A radiological study of fractures of acrylic cement in relation to the stem of a femoral head prosthesis. J Bone Joint Surg Br, 1975. 57(3): p. 297-301.
137. Kawate, K., et al., Distal cement mantle thickness with a triangular distal centralizer inserted into the stem tip in cemented total hip arthroplasty. J Arthroplasty, 2001. 16(8): p. 998-1003.

7. Thesen

Thema:

Einflussnahme des distalen Centralizers bei nicht orthograde Implantation zementierter MS-30 Hüftendoprothesenschäfte

1. Die Coxarthrose ist eine Gelenkerkrankung, deren Inzidenz aufgrund der steigenden Lebenserwartung der Bevölkerung zunehmend ist.
2. Mit Einführung des Werkstoffes Polymethylmetacrylat (PMMA) wurde in den 60er Jahren die Grundlage für die zementierte Verankerung geschaffen.
3. Moderne Zementierungstechniken beinhalten Vakuumzementiersysteme, die Präparation des Markraumes mittels einer Jet-Lavage (pulsierende Druckspülung), retrograde Applikationstechniken für den Zement sowie die Verwendung eines Markraumstoppers.
4. Die Integrität des Zementköchers sowie die Qualität des Zement-Implantat- und Zement-Knocheninterface sind entscheidende Faktoren für die Standzeiten von Endoprothesen.
5. Zu dünne oder zu dicke Zementmäntel können zu frühzeitigem Implantatversagen führen.
6. Besonders Varusfehlstellungen des Prothesenstiels erhöhen den Stress auf den Zementköcher.
7. Der optimale Zementmantel sollte im proximalen Schaftbereich 2 bis 5 mm und distal mehr als 2 mm betragen.
8. Der distale Centralizer zielt darauf ab, die Prothese mittig im Markraum zu platzieren, um der Entstehung von Arealen mit unzureichender oder zu starker Zementmanteldicke entgegenzuwirken.
9. Die natürliche Antekurvatur des Femurs, eine erschwerte Sicht des Operateurs durch Mini-open-Zugänge oder Adipositas können zu Fehlstellungen des Stieles führen und somit direkten Einfluss auf die Qualität des Zementköchers nehmen.

10. Anatomisch geformte Stiele, wie der zementierte ABG II Stiel, profitieren nicht vom Einsatz eines distalen Centralizers.
11. Es werden in der vorliegenden Studie die Auswirkungen eines distalen Centralizers bei nicht orthograde Implantation zementierter MS-30 Geradschäfte untersucht.
12. Bei nicht orthograde Implantation zementierter MS-30 Schäfte wird in der sagittalen Ebene bei Anwendung eines distalen Centralizers ein einheitlicherer Zementmantel, im Vergleich zur Insertion ohne Centralizer, herbeigeführt.
13. Auch in der frontalen Ebene platziert der distale Centralizer die MS-30 Schäfte, im Vergleich zur Gruppe ohne Zentrierelement, mittiger im Femurmarkraum.
14. Eine nahezu zentrale Schaftplatzierung ist, in Gegenüberstellung zur Kontrollgruppe ohne Centralizer, durch den distalen Centralizer, sowohl in der sagittalen als auch in der frontalen Ebene vorwiegend im distalen Prothesenbereich zu erzielen.
15. Im mittleren und proximalen Schaftbereich lässt sich keine signifikante Einflussnahme des distalen Centralizers auf die Position der eingebrachten Endoprothese nachweisen.
16. Es liegt nahe, dass zementierte Geradschäfte, wie am Modell des MS-30 verdeutlicht, vom Einsatz eines distalen Centralizers profitieren und dass durch diesen, unzureichenden Zementierungsergebnissen entgegen gewirkt werden kann.

8. Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, Andreas Kusserow, geboren am 08.06.1974 in Rostock, an Eides Statt, dass die Dissertation:

**„Einflussnahme des distalen Centralizers bei nicht orthograder
Implantation zementierter MS-30 Hüftendoprothesen-Schäfte“**

ausschließlich von mir selbst und ohne die unzulässige Hilfe dritter Personen verfasst wurde, auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten darstellt und dass alle Hilfsmittel sowie die verwendete Literatur vollständig angegeben sind.

Rostock, Juli 2010

Andreas Kusserow

9. Danksagung

Für die Unterstützung in der Ausführung und Fertigstellung meiner Dissertationsschrift bedanke ich mich ausdrücklich bei folgenden Personen:

- Herrn Prof. Dr. med. Wolfram Mittelmeier, jetziger Direktor der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Medizinischen Fakultät an der Universität Rostock, für die Unterstützung in der Fertigstellung der Arbeit, insbesondere der Ausgestaltung der Schriftform und der Korrektur der Arbeit.
- Herrn Prof. Dr. Volkmar Jansson, ehemaliger Direktor der Orthopädischen Klinik und Poliklinik für die Vergabe des Themas
- Herrn Dr. med. Bernd Wegener, ehemals Assistenzarzt an der hiesigen Klinik für die technische Unterstützung in der Ausführung der Arbeit.
- Herrn Prof. Dr.-Ing. Wolfgang Plitz, ehemals Leiter des Biomechaniklabors an der Ludwig-Maximilians-Universität München für die Möglichkeit der Gerätenutzung in seinem Labor.
- Frau Susanne Knaak, wissenschaftliche Mitarbeiterin an der Orthopädischen Klinik und Poliklinik sowie Herrn Dr. med. Robert Rotter für die Hilfestellung in der statistischen Auswertung sowie der entsprechenden graphischen Bearbeitung.
- Herrn Prof. Dr. med. Reinhard Putz, Direktor der des Instituts für Anatomie an der Ludwig-Maximilians-Universität München, für die Bereitstellung der verwendeten Humanfemora.

Andreas Kusserow, Juli 2010